

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2017

Jakub Karásek

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Měření a analýza dechové křivky
Measurement and Analysis of Breathing Curve

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jakub Karásek**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Měření a analýza dechové křivky**
Measurement and Analysis of Breathing Curve

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření dýchání u radioterapie a jejich důvody.
2. Seznámení se s možnostmi monitorování dechu při radioterapii a CT diagnostice.
3. Návrh a realizace měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové činnosti pacienta v reálném čase.
4. Provedení reálných měření.
5. Zhodnocení výsledků a testů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CHMELÁŘ, M., A. DRASTICH a J. ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika 2*. 1. vyd. Praha : Nakladatelství techn. lit., 1984. 179 s.
- [2] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-8586-763-X.
- [3] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995, xxxii, 2862 s. ISBN 0-8493-8346-3/978-0849383465.
- [4] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [5] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [7] MACKAY, R. Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [8] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [9] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [10] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [11] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1995, 512s. ISBN-10: 0195058232, ISBN-13: 978-0195058239.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry

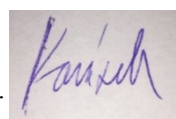


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Suchdolu nad Odrou dne 26. 4. 2017

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Kovář', is placed on a light-colored rectangular background. This background is centered on a horizontal dotted line that spans the width of the signature area.

podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Vladimíru Kašíkovi, Ph.D. a panu doc. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za rady, které mi poskytovali v rámci realizace mé diplomové práce a za jejich odborné vedení. Dále bych rád poděkoval panu Ing. Lukášovi Knybelovi za jeho spolupráci a rady v rámci testování přístroje na pracovišti CyberKnife Onkologické kliniky FN Ostrava.

Abstrakt

Tématem diplomové práce je návrh a realizace měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové činnosti pacienta v reálném čase, provedení reálných měření a analýza naměřených dat. Celá práce je rozdělena do několika částí. Obecně je rozebrána problematika radioterapie a měření dechové činnosti pacienta. Dále je popsán vývoj přístroje a jeho testování. Naměřená data jsou analyzována a vyhodnocena.

Přístroj ve spolupráci s metodou Visual Coaching pomáhá pacientům řídit jejich dechovou aktivitu při radioterapii. Cílem práce je prokázat, že metoda pacientům tuto činnost usnadňuje.

Klíčová slova: radioterapie, dýchání, měření, zařízení, Visual Coaching

Abstract

The topic of my thesis is to design and make a device used for patient breathing activity telemetry record in realtime and analysis of measured data. The whole thesis is divided into several parts. General principles of radiotherapy and measurement of patient breathing activity are described at first. Next part focuses on device development and testing. Measured data are analyzed and evaluated.

The device, in cooperation with the Visual Coaching method, helps patients to manage their breathing activity in radiotherapy. The objective of this thesis is to demonstrate the simplification of this activity for the patients.

Key Words: radiotherapy, respiratory, measurement, device, Visual Coaching

Obsah

Seznam symbolů a zkratek	10
Seznam ilustrací a tabulek	12
1 Úvod	15
2 Teoretický rozbor	16
2.1 Problematika radioterapie	16
2.1.1 Veličiny a jednotky důležité pro radioterapii	16
2.1.2 Základní rozdělení radioterapie	18
2.1.3 Metody užívané v zevní radioterapii	19
2.1.4 Metody užívané v brachyterapii	22
2.1.5 Algoritmus zevní radioterapie	22
2.1.6 Algoritmus brachyterapie	24
2.1.7 Zdroje záření v zevní radioterapii	24
2.1.8 Zdroje záření v brachyterapii	24
2.1.9 Klinická aplikace radioterapie	25
2.1.10 Frakcionace	25
2.1.11 Účinky záření	26
2.2 Problematika měření dechové aktivity	28
2.2.1 Fyziologie dýchání	28
2.2.2 Pohyby při dýchání	29
2.2.3 Řízení dýchání	29
2.2.4 Možnosti měření dýchání	30
2.2.5 Real-time Position Management™ System společnosti VARIAN MEDICAL SYSTEMS	32
3 Realizace	33
3.1 Popis problematiky	33
3.2 Koncept řešení a vymezení cíle	34
3.3 Návrh elektrického zapojení přístroje	35
3.3.1 Zdroj nesymetrického napětí pro operační zesilovač:	35
3.3.2 Obvod pro měření odporu:	36
3.3.3 Převodník napětí/proud:	36
3.4 Návrh, výroba a testování desky plošných spojů	36

3.5 Hardwarová část přístroje.....	38
3.6 Software pro měření dat	39
3.6.1 Rozhraní pro zobrazení výstupů měření.....	40
3.6.2 Programové řešení aplikace Dechmetru.....	43
3.7 Provedení reálných měření a testů	59
3.7.1 Metodika měření	59
3.7.2 Opakovatelnost měření.....	60
3.8 Spolupráce s Fakultní nemocnicí Ostrava.....	63
3.9 Analýza dat z FNO.....	63
3.9.1 Vylepšení aplikovaná na základě testování přístroje ve FNO.....	63
3.9.2 Testování Visual Coachingu	64
3.9.3 Dechmetr vs. Real-Time Position Management společnosti Varian Medical Systems, Inc.	66
3.9.4 Aplikace Visual Coachingu a jeho vliv na léčbu	68
3.10 Diskuse.....	72
3.10.1 Hardwarová část přístroje.....	72
3.10.2 Softwarová část přístroje.....	73
3.10.3 Testování přístroje.....	74
3.10.4 Testování Visual Coachingu	75
3.10.5 Dechmetr vs. Real-Time Position Management společnosti Varian Medical Systems, Inc.	76
3.10.6 Dechmetr a jeho vliv na léčbu.....	76
4 Závěr	78
Seznam použité literatury.....	79
Seznam příloh.....	83

Seznam symbolů a zkratek

A [Bq]	aktivita radionuklidu
A/D	analogově/digitální převodník
A ₀ [Bq]	počáteční aktivita radionuklidu
At [Bq]	aktivita radionuklidu v čase t
C [F]	kapacita
CT	computer tomography
D [Gy]	dávka
D _{TR}	střední dávka záření
ERV	expirační rezervní objem
FNO	Fakultní nemocnice v Ostravě
FRC	funkční reziduální kapacita
H _T [Sv]	ekvivalentní dávka v tkáni
IC	inspirační kapacita
IRV	inspirační rezervní objem
LED	light emitting diode
MR	magnetická rezonance
M.S.E.	střední kvadratická chyba
ORL	otorhinolaryngologie
OZ	operační zesilovač
PET	pozitronová emisní tomografie
R [Ω]	odpor
RECIST	Response Evaluation Criteria in Solid Tumors
RPM	Real-Time Position Management
RTG	rentgenové záření
RV	reziduální objem
T [s]	poločas rozpadu
TLC	totální plicní kapacita
U [V]	napětí
USB	universal serial bus
VC	vitální kapacita

V_t	dechový objem
W_R	radiační váhový faktor
W_T	tkáňový váhový faktor
α	částice
β	záření
$\lambda [s^{-1}]$	přeměnová konstanta
3D-CRT	trojrozměrná konformní radioterapie

Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1 Braggova křivka pro fotony, elektrony a protony [9] (http://www.linkos.cz/files/pro_odborniky/info-praxe/aktualne/obr-1-.jpg)	21
Obrázek 2 TomoTherapy [10] (http://www.jlgh.org/getmedia/cd76fb58-fc4c-40b0-83dc-6594ad95e7c5/EshelmanFigure3.aspx?width=300&height=272)	22
Obrázek 3 Deterministické účinky záření: závažnost poškození začíná narůstat až po překročení prahové dávky (Švec, 2005, str. 27.), [3]	27
Obrázek 4 Stochastické (bezprahové) účinky záření: s rostoucí dávkou lineárně roste pravděpodobnost vzniku poškození (Švec, 2005, str. 28.), [3]	27
Obrázek 5 Spirogram (Němec, 2005, str. 10.) [14]	28
Obrázek 6 Kapnometrická křivka [17] (http://clinicalgate.com/wp-content/uploads/2015/02/B9781437727647000324_f032-007-9781437727647.jpg)	31
Obrázek 7 VARIAN Medical Systems-Respiratory Gating System Real-Time Position Managment (RPM System Product Brief, 2007, str. 1.) [7]	32
Obrázek 8 Blokové schéma přístroje	34
Obrázek 9 Schéma zapojení zařízení	36
Obrázek 10 Schéma návrhu DPS (exportováno z Eagle 6.5.0)	37
Obrázek 11 Návrh DPS (exportováno z Eagle 6.5.0)	37
Obrázek 12 Srovnání DPS: vlevo testovací prototyp vyrobený v laboratoři, vpravo deska vyrobená na zakázku firmou MARPOS s.r.o.	38
Obrázek 13 Uživatelské rozhraní aplikace pro měření dechové křivky	40
Obrázek 14 Vývojový diagram programu popisující režim přípravy na měření dat	41
Obrázek 15 Vývojový diagram programu popisující režim měření dat	42
Obrázek 16 Schématické vyobrazení subdiagramů Inicializace programu, Vykonání programu a Uložení dat a ukončení programu základní Flat Sequence struktury	43
Obrázek 17 Zobrazení vyskakovacího okna s chybovým hlášením	44
Obrázek 18 Event Structure, subdiagram Načíst křivku	45
Obrázek 19 Event Structure, subdiagram Start měření	46
Obrázek 20 Event Structure, subdiagram Uložit data a ukončit měření	47
Obrázek 21 Vymazání pacienkého formuláře	47
Obrázek 22 Vypnutí funkčnosti a zašednutí ovladačů pro nastavení rozsahu časové osy XY grafu	47
Obrázek 23 Nastavení rozsahu osy y	48
Obrázek 24 Zobrazení naměřených dat v režimu přípravy na měření dat	48
Obrázek 25 Kód pro zobrazení Kalibrační křivky	49

Obrázek 26 Kód pro zobrazení Grafické tolerance	50
Obrázek 27 Kód pro zobrazení křivek v XY grafu	50
Obrázek 28 Programové řešení zahájení měření vzorků	50
Obrázek 29 Kód pro měření dat, struktura Flat Sequence, první subdiagram	51
Obrázek 30 Flat Sequence struktura pro načítání a úpravu vzorků Reálně měřené křivky	51
Obrázek 31 SubVI pro výpočet aritmetického průměru ze 400 po sobě jdoucích vzorků	52
Obrázek 32 Část kódu sloužící ke kalibraci měření a vytvoření datových řad z naměřených vzorků pro následné zobrazení v XY grafu	53
Obrázek 33 Vytvoření datové řady pro zobrazení Referenční křivky	54
Obrázek 34 SubVI pro opakované načítání Referenční křivky	54
Obrázek 35 Fragment kódu pro zobrazení grafické tolerance v režimu měření dat	55
Obrázek 36 Programové nastavení rozsahu os x a y v grafu pro zobrazení měření	55
Obrázek 37 Fragment kódu pro zobrazení měřených dat a zastavení měření	56
Obrázek 38 Třetí subdiagram struktury Flat Sequence kódu pro měření dat	57
Obrázek 39 Ukládání naměřených dat	58
Obrázek 40 Vypnutí funkčnosti a zašednutí ovladačů, nastavení rozsahů os XY grafu	58
Obrázek 41 Ukončení programu	58
Obrázek 42 Dynamický rozsah obvodů hrudníku - muž	59
Obrázek 43 Dynamický rozsah obvodů hrudníku - žena	60
Obrázek 44 Test opakovatelnosti – data naměřená pomocí Visual Coachingu	61
Obrázek 45 Test opakovatelnosti – data naměřená bez Visual Coachingu	62
Obrázek 46 Vizuální porovnání dat naměřených pomocí Dechmetru a RPM	68
Obrázek 47 Tabulky pro hodnocení akutní toxicity [26]	71
Obrázek 48 Test opakovatelnosti měření (měření s Visual Coachingem)	74
Obrázek 49 Test opakovatelnosti měření (měření bez Visual Coachingu)	75
Tabulka 1 Hodnoty radiačního váhového faktoru (Švec, 2005, str. 16.), [3]	17
Tabulka 2 Přehled hodnot tkáňových váhových faktorů (Švec, 2005, str. 17.), [3]	18
Tabulka 3 Souhrnná statistika pro měření s použitím Visual Coachingu	61
Tabulka 4 Souhrnná statistika pro měření bez použití Visual Coachingu	62
Tabulka 5 Souhrnná statistika M.S.E. pro testování Visual Coachingu	65
Tabulka 6 Test normality (Visual Coaching)	65

Tabulka 7 Souhrnná statistika: Dechmetr vs. RPM	66
Tabulka 8 Testování normality dat RPM vs. Dechmetr	67
Tabulka 9 RECIST kritéria (Demlová, 2005, str. 249.) [23]	69
Tabulka 10 Celková terapeutická odpověď (Demlová, 2005, str. 249.) [23]	69

1 Úvod

Tato práce se zabývá problematikou měření a monitorování dýchání při radioterapii.

Radioterapie je zákrok, který se využívá především k léčbě zhoubných nádorů. Nádorové buňky jsou citlivé na záření a hlavním cílem tohoto terapeutického výkonu je jejich zničení. Nesmí být ale opomíjen škodlivý vliv záření na zdravou tkáň. Obecně lze tedy tvrdit, že při radioterapii volíme strategii selektivní likvidace nádorového ložiska při co nejmenším poškození okolních zdravých tkání. Jedná se tedy o jakési hledání kompromisu mezi proti sobě jdoucími požadavky.

Radioterapie tedy vyžaduje maximální přesnost fokusace svazku záření, aplikaci co možná nejnížší, ale účinné dávky záření tak, aby zdravá tkáň byla co nejméně zasažena a poškozena.

Pro přesnou lokalizaci ložiska a jeho popis a vztah k okolním anatomickým strukturám slouží moderní zobrazovací a diagnostické metody jako jsou magnetická rezonance nebo počítačová tomografie.

Dobrá fixace pacienta v poloze, která by byla reprodukovatelná při opakování terapie, je jedním ze základních předpokladů pro správně provedenou a pro pacienta dostatečně šetrnou terapii. K tomu slouží fixační a polohovací pomůcky.

Existují i metody, které monitorují pacienta reálně v čase a jsou schopné reagovat na pohyby ozařovaného ložiska způsobené nejrůznějšími vlivy jako například úbytek na váze pacienta, změny tvaru nádorového ložiska, změny v anatomických poměrech a také na fyziologické pochody pacienta. Mezi fyziologické pohyby pacienta patří i dýchání. Dýchací pohyby ovlivňují polohu nádorového ložiska lokalizovaného v oblasti plic a to působí komplikace při radioterapii těchto ložisek.

Kapitola Realizace této diplomové práce se zabývá návrhem a realizací měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové aktivity pacienta v reálném čase. Rovněž pojednává o testování tohoto přístroje a o provedených měřeních. V této kapitole jsou naměřená data analyzována a vyhodnocena.

Přístroj ve spolupráci s metodou Visual Coaching pomáhá pacientům řídit jejich dechovou aktivitu při radioterapii. Celý algoritmus terapie vypadá následovně. Při plánování ozařování se během CT vyšetření, které slouží k lokalizaci ložiska, na pacienta umístí přístroj pro měření dechové křivky. Během plánování radioterapie se pacient řídí pokyny personálu a dýchá dle jejich požadavků. Dechová aktivita z tohoto vyšetření je pomocí přístroje změřena a uložena. Tato data jsou načtena a zobrazena při ozařování. Pacient se snaží řídit svou aktuální dechovou aktivitu dle zobrazené reference.

Tímto způsobem lze minimalizovat negativní vliv dýchacích pohybů na polohu nádorového ložiska a zpřesnit cílení radioterapie například při ozařování v nádechu.

Cílem práce je také zhodnotit efektivitu Visual Coachingu. To znamená, do jaké míry se pacientům podaří řídit jejich dechovou aktivitu dle požadavků terapie.

2 Teoretický rozbor

2.1 Problematika radioterapie

Radioterapie je léčebný postup, který využívá vlastností ionizujícího záření. Cílem této metody je velice přesné ozařování nádorových buněk a jejich následné zničení, aby již nebyly schopny dalšího rozmnožování.

Ionizační záření má také nežádoucí vliv na okolní zdravé tkáně. Ve své podstatě jde při radioterapii k hledání kompromisů mezi přínosy terapeutických účinků a negativními vlivy působícími na zdravé tkáně. [1] Hlavní záměr radioterapie lze shrnout do jedné věty:

„S maximální přesností dopravit do přesně definovaného cílového objemu dostatečnou dávku záření v určitém čase a s minimálním zatížením zdravých tkání.“ [2 s. 1]

2.1.1 Veličiny a jednotky důležité pro radioterapii

Znalost fyzikálních veličin a jednotek je důležitá pro dobrou orientaci v problematice radioterapie. V následující kapitole se budu věnovat této problematice. V praxi je nutné popsat tyto tři základní sféry: [3]

- Zdroj záření
- Působení záření na látku
- Působení záření na člověka

Pro zdroj záření jsou charakterizovány tyto veličiny [3]:

- Poločas rozpadu T [s]
Poločas rozpadu stanovuje čas, za který se přemění právě polovina atomů původního radionuklidu
- Přeměnová konstanta λ [s^{-1}]
Stanovuje relativní rychlost rozpadu radionuklidu
- Aktivita A [Bq]
Aktivita udává počet radioaktivních přeměn v radionuklidu za daný čas. Aktivita klesá s časem dle vztahu:

$$A_t = A_0 e^{-\frac{0,693}{T} t} \quad (3), (\text{Švec, 2005, str. 14.})$$

kde:

A_0 [Bq] je počáteční aktivita radionuklidu v čase $t=0$ s

A_t [Bq] je aktivita radionuklidu v čase t

T [s] je poločas rozpadu radionuklidu

- Energie emitovaných částic
Jedná se o veličinu, která jednoznačně charakterizuje radionuklid emitující částice. Jednotkou je joule J, ale také se používá elektronvolt eV.

Veličiny charakterizující působení záření na látku [3]:

- Dávka D [Gy]
Dávka je veličina popisující absorbovanou energii záření vztaženou na určitou hmotnost látky. Rozměrem jednotky Gy je J.kg^{-1} .
- Dávkový příkon $[\text{Gy.s}^{-1}]$
Dávkový příkon je přírůstek dávky za jednotku času.

Veličiny charakterizující působení záření na člověka:

- Ekvivalentní dávka v tkáni HT [Sv]:

$$H_T = W_R D_{TR} \quad (3), (\text{Švec, 2005, str. 16.})$$

kde:

W_R je radiační váhový faktor příslušný záření typu R

D_{TR} je střední dávka záření typu R ve tkáni T

Radiační váhový faktor popisuje relativní biologickou účinnost vztaženou k danému typu záření. Tabulka číslo 1 zachycuje jednotlivé hodnoty radiačního váhového faktoru.

Tabulka 1 Hodnoty radiačního váhového faktoru (Švec, 2005, str. 16.), [3]

Typ záření	Radiační váhový faktor
Fotonové záření	1
β záření	1
Neutrony o energii < 10 keV	5
Neutrony o energii 10-100 keV	10
Neutrony o energii 100 keV -2 MeV	20
Neutrony o energii 2-20 MeV	10
Neutrony > 20 MeV	5
α záření	20

- Efektivní dávka E [Sv]
Efektivní dávka je definována vztahem:

$$E = \sum W_T H_T \quad (3), (\text{Švec, 2005, str. 16.})$$

kde:

H_T je ekvivalentní dávka v tkáni

W_T je tkáňový váhový faktor

Tkáňový váhový faktor vyjadřuje relativní příspěvek dané tkáně k celkovému poškození organismu po celotělovém ozařování. Tabulka číslo 2 zobrazuje jednotlivé tkáňové váhové faktory pro dané tkáně.

Tabulka 2 Přehled hodnot tkáňových váhových faktorů (Švec, 2005, str. 17.), [3]

Tkáň	Tkáňový váhový faktor
Gonády	0,20
Mléčná žláza	0,05
Kostní dřeň	0,12
Plíce	0,12
Štítná žláza	0,05
Povrch kostí	0,01
Tlusté střevo	0,12
Žaludek	0,12
Játra	0,05
Kůže	0,01

2.1.2 Základní rozdělení radioterapie

Radioterapie můžeme rozdělit dle polohy zdroje záření na externí (zevní) radioterapii a brachyradioterapii.

U brachyradioterapie je zdroj záření aplikován do těsné blízkosti nebo přímo do ozařovaného ložiska.

U externí radioterapie se zdroj záření nachází mimo tělo ozařovaného pacienta. [2]

2.1.3 Metody užívané v zevní radioterapii

Zevní radioterapie využívá mnoho různorodých metod a některé z nich popíše v následujícím textu.

Trojrozměrná konformní radioterapie (3D CRT) je standardní terapeutická metoda, při níž se ozařovaný objem individuálně přizpůsobuje nepravidelnému trojrozměrnému tvaru cílového objemu. To umožňuje ozářit cílené ložisko s minimálním lemem a nízkým zatížením okolních zdravých struktur. To naopak umožňuje navýšení dávky. Pro 3D plánování je nutné použití 3D zobrazovacích metod jako jsou CT vyšetření, MR vyšetření nebo PET vyšetření. [2]

Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku a stereotaktické ozařování patří mezi nejmodernější a velice přesné metody ozařování. Cílem je co nejpřesnější fokusace ložiska, a proto je kladen velký důraz na zajištění opakovatelné fixní polohy pacienta během ozařování a plánování terapie. [1]

IMRT je zkratka pro radioterapii s modulovanou intenzitou. Jedná se o vyspělejší formu 3D konformní radioterapie. Vedle přizpůsobování svazku záření tvaru cílového objemu je také upravována intenzita svazku záření. Lze tak ozařovat geometricky složitější cílové struktury a metoda je více šetrná k okolním zdravým tkáním. Tento typ léčby se často volí při ozařování struktur konkávního tvaru a při jejich umístění v blízkosti kritických struktur (například mícha nebo rektum). Možnost volby rozdílného rozložení dávky v cílovém objemu umožňuje například během jednoho ozařování aplikovat vyšší dávku do oblasti nádoru a nižší dávku na oblast předpokládaného mikroskopického postižení. Při přípravě ozařovacího plánu je prováděno takzvané inverzní plánování. Lékař nadefinuje požadované pokrytí dávkou pro cílový objem a kritické orgány. Plánovací systém pak stanovuje pro každý svazek rozložení intenzity tak, aby se prostorová distribuce dávky co nejvíce blížila požadovanému stavu. Radioterapie s modulovanou intenzitou se využívá hlavně u nádorových onemocnění v oblasti ORL, prostaty, mozku a pánve. [2]

Mezi další metody patří stereotaktické ozařování, které je založeno na principu přesné prostorové lokalizace cílového ložiska. Toho se dosáhne pomocí trojrozměrného koordinačního systému v kombinaci s CT nebo MR zobrazovací metodou. Léčba je prováděna jednorázově, napodobuje tak chirurgický výkon. Využívá se nejčastěji při léčbě intrakraniálních nádorů. [2]

Léčba extrakraniálních nádorů pomocí stereotaktické radioterapie je volena u vybraných onemocnění. Například u plicních karcinomů, jaterních metastáz nebo nádorů prostaty a páteře. Tohoto principu využívá například metoda gama nože. [2]

Leksellův gama nůž je složen z pohyblivého operačního stolu a z velké ozařovací hlavičky vyrobené z oceli. Hlavička obsahuje 201 kobaltových zářičů ^{60}Co , které zaujímají tvar proutků. Fokusaci do určeného místa zajišťuje systém clon. Celé zařízení je řízeno počítačem. Hlava pacienta musí být fixována pomocí rámu. [4]

Metoda, která zohledňuje změny cílového objemu v čase způsobené fyziologickými funkcemi pacienta, se nazývá 4D-konformní radioterapie. Toho lze nejlépe využít při léčbě plicních nádorů, kde se pozice cílového ložiska mění v závislosti na dechovém cyklu. Záření se tak musí aplikovat v optimální pozici dechové křivky. To zajistí větší šetrnost pro zdravou tkáň. Pro plánování takové terapie jsou nezbytná data z 4D CT. [5]

4D CT je moderní metodou, sloužící k plánování radioterapie. Toto vyšetření si vyžaduje bohaté znalosti personálu a z hlediska pořizovací ceny je velice nákladné. Označení 4D má naznačit, že je při vyšetření brán v potaz časový faktor. Lze tak monitorovat například fyziologické dýchací pohyby a jejich vývoj v čase. To napomáhá efektivnímu plánování radioterapie a zajišťuje dodání optimálního ozáření cílového ložiska. Z tohoto důvodu se této technologie nejvíce používá při ozařování nádorů lokalizovaných v oblastech hrudníku a nadbřišku. [5]

S použitím klasického 3D CT zobrazení je možné také získat informaci o rozsahu pohybu orgánů vlivem dýchání. Provádí se to tak, že je pacient vyzván k zadržení dechu a je u něj pořízena sekvence CT snímků. Postup se poté opakuje při výdechu. Vyšetření je ale pro pacienty obtížné a nepohodlné. Maximální nádech před vyšetřením může polohovat orgány do jiných poloh, než je tomu při klidovém dýchání, což způsobuje zkreslení výsledků. Naopak metoda 4D CT pracuje s přesnými polohami orgánů při klidovém dýchání, stanovení cílového objemu je proto přesné. [2, 6]

Na technologii 4D CT stojí i respiratory gating. Jedná se o metodu, při které je ozařování na lineárním urychlovači spouštěno pouze v určitý časový okamžik v dechovém cyklu.

Dechový cyklus lze sledovat různě, používá se například hrudní pás s potenciometrem nebo měření průtoku vzduchu při expiriu a inspiriu.

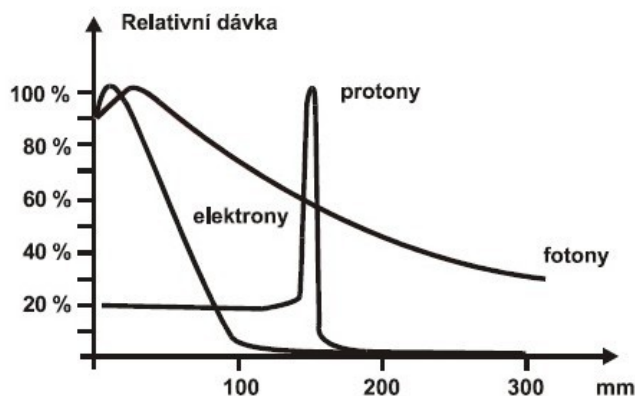
Existují dva způsoby, jak lze získávat data pro 4D CT. Jedná se retrospektivní a prospektivní metody.

Prospektivní metoda pracuje na principu synchronizace při CT snímkování. Předem se určuje okno v dechovém cyklu a právě v tomto okně se CT data získávají. Následně se provádí i CT snímkování v opačné fázi dechového cyklu. Poté se provádí spojení dat, díky kterému se získává informace o pohybech. Takto získaná data nemají optimální kvalitu, a tak je lze ještě kombinovat s klasickým 3D CT snímkováním. Nevýhodou je časová náročnost pro získání všech dat. [6, 8]

Retrospektivní metoda pracuje na principu snímkování v každé pozici stolu. Podmínkou je, že musí proběhnout alespoň jeden dechový cyklus. Ten je dělen na určité fáze. Tyto fáze se označují jako biny. Každému binu je přidělen odpovídající CT snímek. V konečném výsledku je vytvořeno většinou 10 binů. Tato metoda zebere kratší dobu než prospektivní metoda. Mezi nevýhody patří vznik některých artefaktů, které vznikají, pokud nastane nesoulad mezi frekvencí dýchání a rychlostí provedení CT. [8]

Ještě pokročilejší metodou, která zvládá započítat poziční změny cílového objemu, je adaptivní radioterapie. Během terapie je možné vyhodnocovat a upravovat změny týkající se cílového objemu v reálném čase. Je tak možné reagovat například na změnu polohy a velikosti ozařovaného ložiska nebo na váhový úbytek pacienta. [2]

Hadronová terapie využívá pro ozařování tkání svazek urychlených protonů o energii kolem 200 MeV. Výhody této metody nejlépe popisuje Braggova křivka. [4]



Obrázek 1 Braggova křivka pro fotony, elektrony a protony [9]
http://www.linkos.cz/files/pro_odborniky/info-praxe/aktualne/obr-1-.jpg

Na obrázku číslo 1 lze vidět závislost relativní dávky na vzdálenosti doletu jednotlivých částic. Z grafu je jasné vidět, že protony odevzdávají největší část své energie v úzkém rozmezí doletu. Tohoto principu se využívá při hadronové terapii. Hloubka, v níž nastává Braggovo maximum v určité látce, je dána energií protonů. Změnou této energie lze přesně korigovat vzdálenost, v níž dochází k maximální radiační dávce. Plánování této terapie vyžaduje velmi přesnou lokalizaci ložiska tak, aby byla co nejméně poškozena okolní zdravá tkáň.

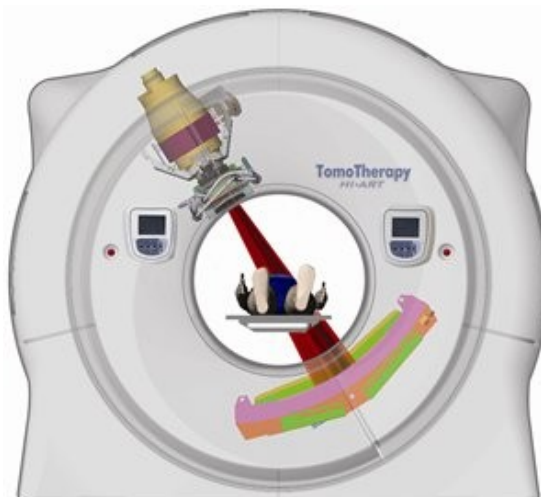
Mezony p- mají podobně jako protony také velmi výrazné Braggovo maximum. K celkovému účinku dále přispívá fakt, že na konci své dráhy jsou mezony p- zachycovány v jádrech atomů uhlíku ^{12}C , kyslíku ^{16}O a dusíku ^{14}N . Při tomto záchytu dochází k reakci mezonu p- a protonu jádra atomu a dojde k uvolnění energie asi 10 MeV. To způsobí, že se jádro rozštěpí na α částice, deuterony, protony a neutrony. Zachycením těchto částic se předá značná ionizační energie. [5]

Neutronová záchytová terapie využívá další metody, která umožňuje zvýšit selektivitu ozáření nádorového ložiska. Při této terapii se do nádorového ložiska aplikuje vhodná sloučenina, která se výrazně vychytává především v nádorové tkáni. Tato sloučenina obsahuje atomy obsahující jádra s vysokým účinným průřezem pro záchyt neutronů. Používá se bór ^{10}B . Nádorové ložisko obsahující sloučeninu se následně ozařuje svazkem nízkoenergetických neutronů s energií až 10 keV. Při jejich zachycování v jádrech bóru dochází k interakcím a následným rozpadům jader bóru a vyzářením jader lithia a helia. Vzniklé částice mají velmi malý dolet, a tak předávají veškerou ionizační energii nádorové tkáni. [5]

Mezi nejmodernější metody ozařování patří CyberKnife a Tomo Therapy.

CyberKnife je konstruován jako lineární urychlovač o nízké hmotnosti instalovaný na robotické rameno, které zvládá pohyb v šesti osách. Pacient je zároveň sledován zobrazovacím systémem, který je schopen reagovat na změnu polohy ložiska, terapii pozastavit, ložisko znova zaměřit a pokračovat dále v ozařování. [2, 4, 5]

TomoTherapy vychází z konstrukce lineárního urychlovače, který rotuje v prstenci okolo pacienta. Záření je u tohoto řešení používáno jak k ozařování, tak i k CT vyšetření. Zařízení lze vidět na obrázku číslo 2. [2]



Obrázek 2 TomoTherapy [10] (<http://www.jlgh.org/getmedia/cd76fb58-fc4c-40b0-83dc-6594ad95e7c5/EshelmanFigure3.aspx?width=300&height=272>)

2.1.4 Metody užívané v brachyterapii

Základním principem brachyterapie je ozařování na krátkou vzdálenost. Používají se vysoké dávky záření v místě nádorového ložiska. Částice mají krátký dolet tak, aby zbytečně nezatěžovaly okolní tkáň. Z toho vyplývá, že je možné použít lokálně větší dávku a v kratším čase v porovnání se zevní radioterapií.

Brachyterapii je vhodné aplikovat na malá, přístupná a ohraničená ložiska. Jedná se o invazivní metodu, která se provádí na operačním sále. Může být také používána jako takzvaný boost, tedy dosycení dávky v oblasti ložiska po aplikaci zevní radioterapie. Dále se používá jako paliativní léčba.

Zdroj záření může být umístěn do tělní dutiny, ze které nádor vychází, jedná se tedy o intrakavitární brachyterapii. Další možností je aplikace zářiče do lumen trubicovitého orgánu, poté mluvíme o intraluminární aplikaci. Nebo lze zdroj záření zavést přímo do nádorového ložiska, to se označuje jako intersticiální podání. [1, 2]

2.1.5 Algoritmus zevní radioterapie

Pacient je na samotné ozařování připravován na takzvaném simulátoru. Simulátor je zařízení, které umožňuje lokalizovat, simulovat a verifikovat ozařované objemy. Nejčastěji se používá klasický simulátor, který pracuje na principu fluoroskopie. Jedná se tak o typ konvenční simulace. Dále se můžeme setkat s CT simulátorem nebo s inkorporovaným CT přístrojem. Tyto simulace označujeme jako virtuální.[2, 11]

Důležitou podmínkou správného provedení léčby zářením je dobrá a spolehlivá fixace pacienta. Ozařovaný pacient musí být zajištěn v přesné stabilní a v opakovatelné poloze. Fixace je prováděna v závislosti na ozařované lokalitě. Obvykle se používají komerčně vyráběné pomůcky určené k polohování a fixaci. Dle konkrétních situací lze použít i invazivních fixačních zařízení nebo aplikaci anestézie. Tato řešení jsou vhodná například u malých nespolupracujících dětí.

Dalším krokem je lokalizace nádorového ložiska. Ta se určuje pomocí anatomických lokalizací a struktur. Vše se na simulátoru zakresluje do souřadnicového systému pomocí definovaných značek. Následný ozařovací plán je vypočítán pomocí plánovacího systému. Na tělo pacienta jsou zakresleny pomocné značky. [2]

Poté je pacient odeslán na plánovací CT nebo MR vyšetření. MR plánovací vyšetření se používá ve specifických případech. Například při plánování ozařování v oblastech mozku nebo prostaty. Plánovací CT a MR vyšetření se používají pro získání kvalitní geometrické zobrazení anatomie vyšetřovaného pacienta. Na původně lokalizované značky se pak umísťují RTG kontrastní značky. [2]

CT řezy jsou prováděny v transversální rovině s krokem 2-20 mm. Často jsou pacientům aplikovány intravenózně kontrastní látky.

Velká výhoda vyšetření pomocí inkorporovaného CT přímo do simulátoru je, že lze provést plánovací vyšetření ihned po simulaci a zakreslení. To odstraní chyby, které mohou vzniknout během opětovného polohování pacienta do patřičné polohy.

Výstupy z plánovacího CT jsou následně přeneseny do plánovacího systému a z pomocí těchto dat je vytvořena 3D rekonstrukce. Ve 3D rekonstrukci je vyznačen obrys pacienta, kontury skeletu, objemy cílových struktur a další důležité struktury (například kritické orgány). Aby výsledky byly maximálně přesné, lze provádět také spojení s dalšími vyšetřeními, jako jsou MR nebo PET. [12]

Ozařovací plán vzniká s pomocí algoritmů, které obsahuje plánovací systém. Plánovací systém také musí obsahovat data o používaném ozařovači. Při svých výpočtech rovněž započítává rozdílnou homogenitu tkání. Informace o homogenitě získává pomocí transformace Hounsfieldových jednotek z CT na elektronovou densitu. [2]

Následně lékař určí dávku, počet frakcí, volí se adekvátní ozařovací technika a vypočítává se distribuce dávky v cílovém objemu. Ve výsledku je vytvořeno více variant ozařovacích plánů. Plánovací systém je schopen tyto varianty porovnat pomocí objemových histogramů. To vše vede ke zvolení a nastavení optimálního ozařovacího plánu pro daného pacienta. [2]

Cílový ozařovaný objem lze dělit takto: [6]

- GTV (Gross Tumor Volume): objem patologického ložiska
- CTV (Clinical Target Volume): objem zahrnující GTV plus objem možného mikroskopického šíření
- ITV (Internal Target Volume): objem zahrnující polohu ložiska v nádechu i výdechu
- PTV (Planning Treatment Volume): GTV navýšený o bezpečnostní lem o tloušťce několika milimetrů. Toto navýšení slouží k minimalizaci chyb, které mohou vzniknout během plánování nebo samotného ozařování.

Po schválení ozařovacího plánu následuje simulace. Pacienta je opět nutné nepolohovat a fixovat ve stejné poloze, ve které probíhala lokalizace ložiska a plánování na CT. Na tělo pacienta jsou přeneseny a zakresleny vypočtené souřadnice. Provádí se také kontrola ozařovacích polí a kontrola polohy lamel kolimátoru. Na tělo se také zakresluje vstup a hranice pole. [2]

Při prvotním ozařování je nutné provést kontrolu správného nastavení. Další kontroly se provádějí i během průběhu samotného ozařování a to v daných časových intervalech. Součástí je i dozimetrická kontrola aplikované dávky.

Po každé terapii systém vytiskne podrobné informace o ozáření a ty se zakládají do patientské dokumentace. Pacient je samozřejmě po celou dobu terapie monitorován z ovladovny. [1]

2.1.6 Algoritmus brachyterapie

Prováděné aplikace mají své specifické kroky v závislosti na typu zvolené brachyterapie. Pacient se ukládá do vhodné polohy v závislosti na prováděné technice. Například při léčbě gynekologických nádorů je pacientka uložena do gynekologické polohy.

Lékař nejprve do těla pacienta zavádí aplikátor. Zatím bez přítomnosti radioaktivního zdroje. K aplikaci se přistupuje až po kontrole umístění aplikátoru (pomocí RTG snímku) a po vypočtení dávky. Aplikace se provádí pomocí přístroje, který se připojuje k aplikátoru. [11]

Proces plánování brachyterapie obsahuje rovněž snímkování nádorového ložiska a určení jeho polohy, stanovení referenčních bodů pro umístění aplikátoru, definování aplikované dávky, výpočet distribuce dávky a stanovení distribučního času. [12]

Samotná aplikace je prováděna na brachyterapeutickém sále. Pacient je informován o délce ozáření a je sledován jeho stav z ovladovny. Průběh ozáření je na konci terapie vytisknut a založen do patientské dokumentace. [1, 2]

2.1.7 Zdroje záření v zevní radioterapii

V medicíně používaným zdrojem záření pro zevní radioterapii je lineární urychlovač. Funguje na principu urychlování elementárních nabitých částic pomocí silných elektrických a magnetických polí. Elektrické pole slouží k vlastnímu urychlení částic, magnetické pole se využívá ke změně dráhy těchto částic. Při terapii se používá vysokoenergetických svazků fotonů nebo elektronů. Přístroj obsahuje i systém clon, určených k vykrývání částic. Clony jsou uspořádány do lamel. [3]

2.1.8 Zdroje záření v brachyterapii

Zářiče pro brachyterapii se označují jako radiofory. Jedná se o zapouzdřené radioizotopy. Ty jsou umístěny v obalech, které mohou mít tvar jehly, válečku nebo drátu. Aplikace těchto zářičů do ložiska se provádí takzvanou afterloadingovou metodou. Ta spočívá v tom, že se do cílové oblasti nejprve zavede zavaděč v podobě trubičky a díky tomuto zavaděči se později aplikuje zdroj záření. Po skončení terapie se zářič vrací zpět do stíněného boxu. Díky této metodě se výrazně snižuje radiační zátěž ošetřujícího personálu. [4, 5]

K léčbě je možné také využít otevřené zářiče. Radioaktivní izotopy se nacházejí ve formě roztoků, suspenzí, aerosolů či plynů. Manipulace a samotná aplikace má svá specifika. K dosažení léčebného

efektu se využívá jejich přirozeného metabolismu. Používá se například jód ^{131}J při terapii karcinomu štítné žlázy. Nádorové buňky štítné žlázy mají schopnost vychytávat jód. Zářič působí tedy cíleně v těchto buňkách. [1, 3, 12]

2.1.9 Klinická aplikace radioterapie

Základní klinickou aplikací radioterapie je kurativní terapie. Hned po chirurgické léčbě je to nejefektivnější boj s nádorovým onemocněním. Hlavním cílem je nádor zcela odstranit a pacienta vyléčit. Aplikuje se maximální dávka záření. V případě zevní radioterapie je to až 80 Gy. Léčba je většinou dlouhá až 8 týdnů. Obvykle je volena standardní frakcionace 2 Gy jednou denně a pětkrát do týdne.

Adjuvantní radioterapie spočívá ve snaze zničit předpokládanou zbytkovou mikroskopickou chorobu, aby bylo sníženo riziko recidivy. Nejčastěji se používá po chirurgickém zákroku. Dávky jsou zpravidla nižší než u kurativní terapie.

Neoadjuvantní radioterapie se snaží o to, aby došlo ke zmenšení nádorového ložiska před nadcházejícím léčebným výkonem. Cílem je dosáhnout možnosti chirurgicky odstranit nádor, který by byl bez aplikace neoadjuvantní radioterapie neoperovatelný.

Paliativní radioterapie si klade za cíl zmírnit nebo odstranit symptomy nádorového onemocnění. U pacientů s předpokládanou krátkou dobou života jsou voleny vysoké jednorázové dávky dosahující až 8 Gy. [1, 2]

2.1.10 Frakcionace

Frakcionací je myšleno rozdělení celkové dávky radioterapie do jednotlivých dávek. Tato metoda umožňuje zdravým tkáním reparaci a regeneraci. Nádorové buňky mají oproti zdravým buňkám nižší uzdravovací schopnost, a tak je díky frakcionaci dosaženo maximálního biologického účinku na nádorovou tkáň a minimálního poškození zdravé tkáně. Pomocí výpočtů a výzkumu byla stanovena optimální dávka a její frakcionace 2 Gy jednou denně a pětkrát do týdne. Na základě této informace vznikají různá frakcionační schémata.

Standardní frakcionace se řídí dle schématu dávka 1,8-2 Gy na frakci, 5 frakcí za týden a celková dávka by neměla překročit 73 Gy.

Při hypofrakcionace se snižuje počet frakcí za týden, tedy obvykle méně než 5. Celková dávka je ale vyšší. Nejčastěji se používá při paliativní léčbě. Schéma může vypadat například takto: 10 celkových dávek, každá jednotlivě po 3 Gy. [2]

Pokud se za den zvýší počet frakcí, mluvíme o hyperfrakcionaci. V praxi se aplikují 2, maximálně 3 frakce se sníženou dávkou obvykle 1,15 Gy. Tato volba je vhodná u nádorových onemocnění, které rychle proliferují. Aplikovaná dávka je vyšší, a tak je nutné očekávat i zvýšení akutních reakcí zdravých tkání. Mezi frakcemi musí být dodržena pauza 6 hodin.

Protrahování radioterapie se vyznačuje prodloužením celkové doby ozařování. Aplikovaná dávka je nižší než u standardní frakcionace.

Akcelerování radioterapie je cílené zkrácení celkové doby ozařování. U plicního karcinomu se dodržuje schéma 28 dávek po 2,68 Gy. [1, 2]

2.1.11 Účinky záření

Účinky záření působícího na člověka závisí na několika faktorech. Mezi tyto faktory bez pochyby patří druh a energie působícího záření, dávka a dávkový příkon, kterému je organismus vystaven a také záleží na vlastnostech ozářené tkáně.

Pokud je živá tkáň vystavena záření dochází k ionizaci a excitaci. Tkáň je absorbována energie. Na tyto děje navazují další procesy, které mohou být fyzikální, chemické a biologické podstaty. Tyto procesy jsou komplikované a jejich průběhy jsou značně ovlivněny složitým uspořádáním živé hmoty.

Obecně v buňce, která je vystavena působení ionizujícího záření, vznikají tyto dvě změny. V prvním případě buňka ztrácí svou schopnost dělit se a nastává buněčná smrt. Ve druhém případě dochází ke změnám v cytogenetických informacích, ale je zachováno buněčné dělení. To následně vyvolává mutace.

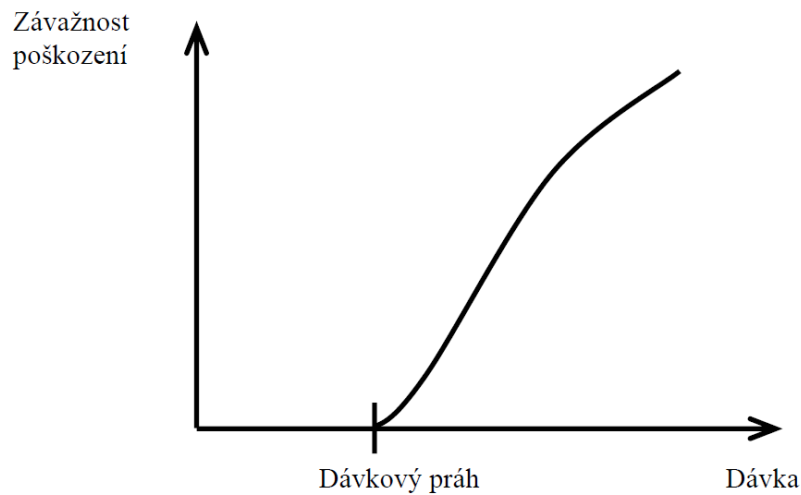
Buňky jsou vybaveny jistými reparačními mechanismy. To jim umožňuje opravit poškození vzniklé díky ozáření. Aby se tyto mechanismy mohly účelně projevit, nesmí být přisun energie příliš velký. Lze tedy říci, že při dané dávce je poškození tkáně menší, pokud je dávka rozprostřena do dílčích expozičních a nikoliv najednou.

Jednotlivé tkáně lidského organismu mají rozdílnou senzitivitu k ozařování. V praxi to znamená, že pokud budeme různé tkáně vystavovat stejným dávkám, vyskytnou různé biologické účinky dle radiosenzitivit těchto tkání. Vysokou radiosenzitivitou tedy i náchylností na ozařování se vyznačují tkáně, ve kterých probíhá rychlé buněčné dělení. Patří zde například kostní dřeň, střevo a pohlavní orgány. [3, 12]

Biologické účinky se mimo jiné rozdělují na stochastické a nestochastické.

Nestochastické účinky biologického záření: [3]

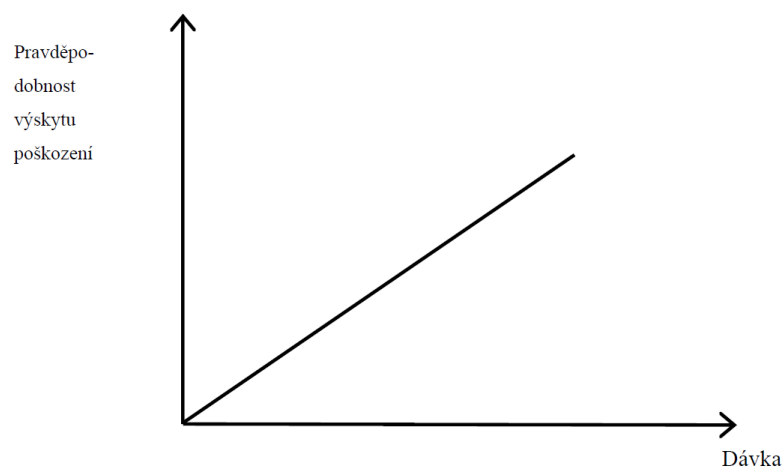
- Označují se také jako deterministické
- Symptomy jsou způsobeny smrtí buněk a mají charakteristický obraz
- Jsou to účinky prahové, symptomy se projevují až po překonání určité mezní dávky
- Prahová dávka je pro různé tkáně odlišná
- Prahová hodnota dávky se pro jednorázové ozáření pohybuje v rozmezí 1-3 Gy
- Patří zde akutní nemoc z ozáření, nemoci kůže, poškození oční čočky, poškození nebo ztráta plodnosti



Obrázek 3 Deterministické účinky záření: závažnost poškození začíná narůstat až po překročení prahové dávky (Švec, 2005, str. 27.), [3]

Stochastické účinky záření: [3]

- Účinky jsou způsobeny změnou struktury genetické informace buněk
- Jsou to účinky bezprahové, s rostoucí dávkou lineárně roste pravděpodobnost vzniku poškození
- Postižení nemá svůj charakteristický klinický obraz
- Patří zde například zhoubné nádorové bujení a genetické účinky



Obrázek 4 Stochastické (bezprahové) účinky záření: s rostoucí dávkou lineárně roste pravděpodobnost vzniku poškození (Švec, 2005, str. 28.), [3]

2.2 Problematika měření dechové aktivity

2.2.1 Fyziologie dýchání

Dýchání je děj, při kterém dochází k výměně plynů mezi organismem a okolním prostředím. Rozlišujeme dýchání zevní a vnitřní.

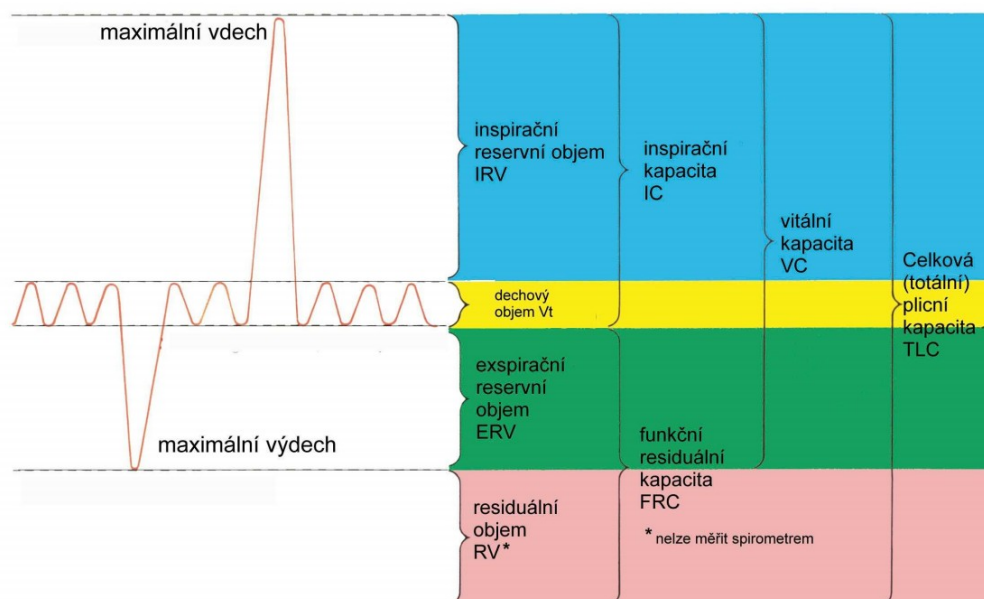
Zevní dýchání se uskutečňuje na rozhraní plicních sklípků a krve. Zde je kyslík transportován přes alveolokapilární membránu do krve a oxid uhličitý opačným směrem.

Vnitřní dýchání neboli tkáňové, je proces výměny plynů mezi krví a buňkami jednotlivých orgánů. Dospělému člověku během klidového dýchání projde plicemi až 7 litrů vzduchu za minutu. Fyziologická dechová frekvence činí 8 až 16 dechů za minutu.

Dechový cyklus se skládá ze čtyř fází. Inspiria, inspirační pauzy, expiria a expirační pauzy.

Inspirium je aktivní děj, při kterém je dýchacími svaly v pohrudniční šterbině vytvářen podtlak. Atmosférický vzduch je tak nasáván do plic, ty jsou tlačeny na stěnu hrudníku a pasivně tak sledují jeho pohyb. Předělem mezi nádechem a výdechem je inspirační pauza. Mezi hlavní dýchací svaly patří bránice a mezižeberní svaly.

Expirium je pasivní děj, při kterém dochází k ochabnutí dýchacích svalů. Vzduch tak proudí z plic dýchacími cestami do okolního prostředí. Na konci výdechu se nachází expirační pauza. [13]



Obrázek 5 Spirogram (Němec, 2005, str. 10.) [14]

Na obrázku číslo 5 je zobrazen spirogram, který znázorňuje měřitelné plicní objemy. Tyto hodnoty jsou měřeny během lékařského vyšetření pomocí spirometru nebo pneumotachografu. Tyto přístroje zvládají rovněž změřit hodnoty průtoků plynů v dýchacích cestách.

Dechový objem (V_t) je množství vzduchu, které se dostane do plic během nádechu.

Inspirační rezervní objem (IRV) je množství vzduchu, který lze vdechnout při maximálním usilovném nádechu, provedeném po klidovém inspiriu.

Exspirační rezervní objem (ERV) je objem vzduchu, který lze usilovně vydechnout po klidovém výdechu.

Vitální kapacita (VC) je takový objem vzduchu, který lze vydechnout po maximálním usilovném nádechu.

Reziduální objem (RV) je zbylý objem vzduchu v plicích po maximálním exspiračním úsilí.

Funkční reziduální kapacita (FRC) je objem vzduchu, který zůstane v plicích po klidovém expiriu.

Inspirační kapacita (IC) je takový plicní objem vzduchu, který je možné vdechnout po klidovém expiriu.

Totální plicní kapacitu (TLC) lze vypočítat součtem vitální kapacity a reziduálního objemu plic. [14]

2.2.2 Pohyby při dýchání

Dýchací pohyby vznikají díky práci dýchacích svalů. Mezi hlavní svaly zajišťující dýchání patří bránice a mezižeberní svaly.

Klidové dýchání je hlavně zajišťováno činností bránice. Ta se pohybuje kraniokaudálně. Při nádechu dochází ke kontrakci bránice a díky tomuto pohybu jsou plíce taženy kaudálně. Dojde tak ke zvýšení objemu v plicích. Další fáze přichází následkem relaxace bránice, tímto je zahájen výdech. Klidový výdech je děj pasivní, protože k němu není zapotřebí práce žádného svalu. Zajišťují ho elastické síly plic a hrudní stěny, které se smršťují na původní objem. Dochází tak k vypuzení stejného objemu, jako byl vdechnut během nádechu.

Mezižeberní svaly se na dýchání začínají podílet tehdy, nastane-li potřeba navýšit alveolární ventilaci. Tato situace může nastat například při zvýšené fyzické zátěži. Mezižeberní svaly dělíme na mm. intercostales externi, mm. intercostales interni a mm. intercostales intimi.

Vnější mezižeberní svaly směřují od svého úponu na níže uložené žebro a dopředu. Při kontrakci těchto svalů je hrudní koš tažen dopředu a nahoru. Dochází tak ke zvětšení předozadního rozměru hrudního koše a usnadnění usilovnému nádechu.

Vnitřní mezižeberní svaly směřují od místa, kde se upínají směrem nahoru a dopředu. Při jejich kontrakci je hrudní koš tažen dolů a směrem k páteři. Dochází tak ke zmenšení předozadního rozměru hrudního koše a dochází k usilovnému výdechu.

Funkce mm. Intercostales intimi není při dýchání nikterak významná. [13, 14]

2.2.3 Řízení dýchání

O řízení dechové aktivity lidského těla se starají dva systémy. Jedná se o systém nervový a o systém chemické regulace.

Nervová regulace řízena z mozkové kůry umožňuje člověku ovlivňovat dýchání vůlí. Proto lze například na určitou dobu zadržet dech nebo upravovat dechovou frekvenci

Dýchání je rovněž nervově řízeno z prodloužené míchy a Varolova mostu. Tato centra jsou zodpovědná za dechovou automatiku. Zde vzniká dechový rytmus.

Dechová frekvence je rovněž ovlivňována z periferie plicními receptory. Zde se řadí zejména receptory tahu, které v případě nutnosti utlumují nádechové úsilí. Deflační a iritační receptory se nacházejí v dýchacích cestách a při jejich podráždění mají za úkol vyvolávat hluboké dýchání, kašel nebo kýchání. Mechanoreceptory svalů se podílí při zvyšování dechového úsilí při námaze. K inhibici dýchání při hypertenzi slouží Baroreceptory v cévním řečišti slouží k regulaci dýchání v závislosti na krevním tlaku. Termoreceptory kůže a receptory bolesti rovněž ovlivňují nervové řízení dýchání.

Systém chemické regulace pracuje především na základě měření parciálních tlaků kyslíku a oxidu uhličitého v krvi. Tyto tlaky jsou měřeny centrálními a periferními chemoreceptory.

Centrální chemoreceptory se nacházejí v prodloužené míše a jsou citlivé především na změny parciálních tlaků plynů.

Mezi periferní chemoreceptory se řadí karotická a aortální tělíska. Jsou rovněž citlivé na změny parciálních tlaků krevních plynů, ale také na změny hodnot pH arteriální krve. [13]

2.2.4 Možnosti měření dýchání

Pro měření a analýzu dechové aktivity pacienta existuje mnoho metod a přístrojů pracujících na různých principech. Tyto přístroje měří statické i dynamické objemy, kapacity a další jiné parametry. Pro přehlednost přístroje rozdělím do čtyř kategorií. [5, 15]

1. Zvonové a různé typy suchých spirometrů
2. Pneumotachografy
3. Pletysmografy celotělové
4. Ostatní přístroje

Spirometry, pneumotachografy a celotělové pletysmografy slouží k funkčnímu vyšetření plic. Tato vyšetření se u onkologických pacientů provádí zejména za účelem posouzení stavu plicní tkáně, určení rozsahu resekce a vyšetření průchodnosti dýchacích cest. Pro monitoraci dechové křivky lze použít měřicí přístroje, fungující na těchto principech:

Impedanční pletysmografie je měření, které je založeno na principu impedančních změn při dýchání. K měření impedance jsou použity frekvence v rozmezí 60 až 100 kHz. Tyto frekvence jsou dostatečně vysoké, aby nedocházelo ke stimulaci tkáně, polarizaci elektrod a omezí se tak i problémy spojené s vysokými hodnotami impedance kůže. Používá se proud o velikosti 25 až 500 μA . Mohou být použity dvě elektrody, kdy každá je budicí i měřicí nebo lze zapojit dva páry elektrod s oddělenými funkcemi. Měření pomocí dvou párů elektrod je přesnější, protože měření napětí je odděleno od místa, kudy teče proud. Lze využít i běžných EKG elektrod, ty se umísťují na hrudník podél střední axilární čáry oboustranně. Při nádechu se zvětšuje objem plic, klesá vodivost a vzrůstá elektrická impedance hrudníku. Výsledky měření může ovlivnit pozice elektrod, hmotnost a tvar pacientova těla, obsah tělních tekutin v hrudi a další. Vztah mezi změnami objemu plic a změnami impedance je za normálních podmínek lineární. Těchto poznatků se běžně využívá u EKG monitorů, které takto vyhodnocují dechovou frekvenci. Snímacími elektrodami protéká proud o kmitočtu kolem

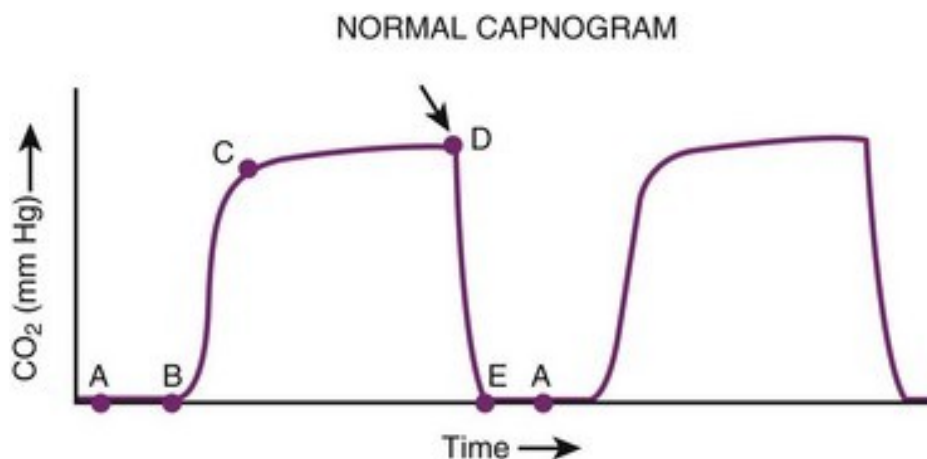
60 kHz. Vlivem dýchacích pohybů dochází k měřitelným změnám napětí na elektrodách. Z toho je následně vyhodnocována dechová frekvence. [15, 16]

Lze také použít snímače vyrobeného z vodivé gumy. Guma se pacientovi upne okolo hrudníku a vlivem dýchacích pohybů se natahuje a smršťuje. Snímač mění svoji délku, čímž dochází ke změně jeho elektrického odporu. Změny jsou vyhodnocovány a převáděny na dechovou křivku.

Při snímání dechové aktivity mohou rovněž posloužit termistory. Ty se umísťují k nosním dírkám pacienta a detekují teplotní rozdíly při nádechu a výdechu. Teplotní změny mají za následek změnu odporu na termistoru. Mezi nevýhody této metody patří nelineární závislost odporu termistoru na teplotě. [15, 16]

Kontaktní snímače také využívají změn objemu hrudníku při dýchání. Pacientovi je kolem hrudníku připevněn popruh s tímto snímačem. Ke spínání a rozepínání dochází právě vlivem dýchacích pohybů.

Další metodou, ze které lze vyčístit průběh dechového cyklu, se nazývá kapnometrie. Kapnometrie je založena na principu měření tenze CO_2 v exspirovaném vzduchu. Měřicí čidlo je umístěno co nejblíže k ústům pacienta (main-stream kapnometr) nebo je vzorek vzduchu odváděn do přístroje (side-stream kapnometr). Výstupem tohoto měření je kapnograf. K měření je využíváno infračervené záření o dané vlnové délce (pro CO_2 je to 4300 nm), které je absorbováno vydechovaným vzduchem. Pohlcená světelná energie je přímo úměrná koncentraci vydechované směsi. Přístroje mají běžně filtr, který zajistí vyzařování infračerveného záření o dané vlnové délce. [15]



Obrázek 6 Kapnometrická křivka [17] (http://clinicalgate.com/wp-content/uploads/2015/02/B9781437727647000324_f032-007-9781437727647.jpg)

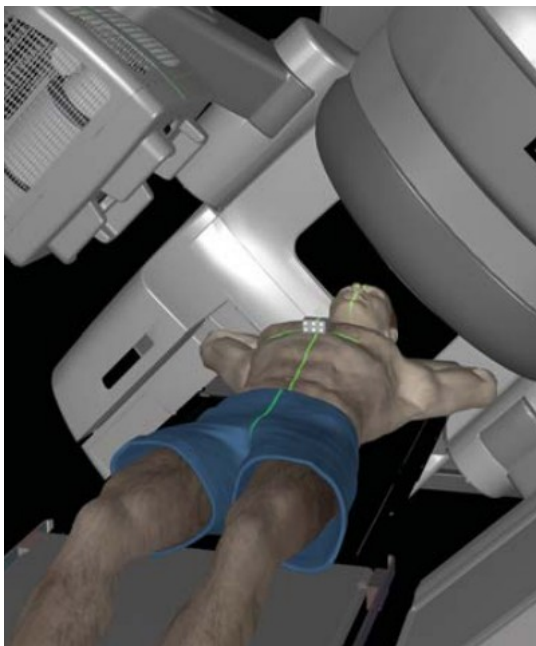
Na obrázku číslo 6 vidíme kapnometrickou křivku. Osa y popisuje parciální tlak vydechovaného CO_2 a na ose x vidíme čas. Část křivky vymezená body A a B označuje fázi dechového cyklu předcházející výdechu. Od bodu B do bodu D dochází k navýšování parciálního tlaku CO_2 , z čehož vyplývá, že se jedná o exspirium. Nádechová fáze je vyznačena od bodu D po bod E. [15]

2.2.5 Real-time Position Management™ System společnosti VARIAN MEDICAL SYSTEMS

Zajímavým řešením monitorace dechové fáze pacienta je technologie firmy VARIAN Medical Systems-Respiratory Gating System Real-Time Position Managment. Pacientovi je umístěn drobný kvádr s odrazivými plochami do oblasti sternu (vyšetření je zobrazeno na obrázku číslo 7). Kvádr je vlivem dýchacích pohybů zvedán a snášen směrem dolů. Pohyb je monitorován infra kamerou umístěnou v místnosti. Tato kamera je vybavena LED diodami, které emitují infračervené záření do snímaného pole. Odrazivé plochy umístěné na snímacím kvádru toto záření reflektují a objektiv kamery tak snímá odražené infračervené záření. Software pak používá tento signál k analýze pohybů kvádru, který koresponduje s pohyby hrudníku. Videosignál je posílán do systému respiratory gatingu. Vhodné místo pro umístění referenčního kvádru je nutné volit i na základě pacientovy postavy, jeho stavu, pohybům hrudní stěny a místě ozařování. Systém nefunguje správně, jestliže se v zorném poli infrakamer vyskytuje objekt, který svým tvarem připomíná odrazivé plochy na kvádru. Dále zařízení dovede sledovat dechovou frekvenci. [7]

Mezi hlavní funkce RPM patří:

- Synchronizace zobrazování a léčby s dechovou aktivitou pacienta
- Detekce nečekaných pohybů (například zakašlání) v reálném čase



Obrázek 7 VARIAN Medical Systems-Respiratory Gating System Real-Time Position Managment (RPM System Product Brief, 2007, str. 1.) [7]

3 Realizace

3.1 Popis problematiky

Nemalobuněčné plicní karcinomy tvoří naprostou většinu plicních karcinomů. Při léčbě těchto nádorů se mimo jiné metody používá i extrakraniální stereotaktická radioterapie. [18]

Stereotaktická radioterapie používá vysoké dávky záření, které je nutno dodat do přesně stanoveného cílového objemu. Jsou využívány speciální polohovací pomůcky tak, aby byla požadovaná poloha pacienta co nejpřesnější. Pacienti jsou vystavováni vyšším dávkám v nízkém počtu frakcí, než je tomu při konvenční radioterapii. Celkové období léčby je také kratší. Už jen z této charakteristiky je jasné, že stereotaktická radioterapie představuje vyšší zátěž pro zdravé tkáně. Záření má přímý nekrotický účinek a nezáleží na tom, jestli působí na nádorové nebo zdravé buňky. Nekrotizované tkáně se v průběhu 2 – 3 měsíců fibroticky mění. Z tohoto důvodu je kladen velký důraz na přesné dodání záření do místa ložiska. Snahou je tedy maximálně šetřit okolní zdravé tkáně. [18]

Důležitým kritériem pro použití stereotaktické radioterapie je lokalizace nádorového ložiska vzhledem ke kritickým orgánům. Pro tyto orgány jsou definovány dávkové limity.

Stereotaktická radioterapie plicních nádorů vyžaduje pečlivé plánování tak, aby byl naplněn požadavek: maximální přesnost ozařování. Použití 4D plánovací CT poskytuje výhodu zobrazení pohybu ložiska v čase. Díky této technologii lze vzít v potaz dýchací pohyby pacienta, které mohou ovlivňovat polohu nádorového ložiska. Standardní plánovací CT tuto možnost nemá. Proto se stanovení změny polohy ložiska při dýchání provádí snímkováním ložiska v krajních polohách dýchacího cyklu. [19]

Snímkování ložiska v krajních polohách zahrnuje pořízení CT obrazu v nádechu a také ve výdechu. Procedura probíhá následovně. Pacient je polohován na stole a je vyzván ke klidovému dýchání. V případě snímkování v nádechu pacienta zazní z reproduktoru pokyn pro pacienta: „Vydechnout, nadechnout a nedýchat“. V praxi je po pacientovi vyžadován více než klidný nádech, ale ne maximální. Z toho je patrné, že vysvětlit pacientovi, jakým způsobem se má nadechnout, může být obtížné, natož aby pacient takový nádech realizoval. Po skončení tohoto nahreného hlášení CT začíná snímkovat. Samotné snímkování probíhá po dobu 10 sekund a po tuto dobu je nezbytné, aby pacient vydržel nedýchat. Monitorované ložisko je tak ustáleno v poloze, odpovídající nádechu pacienta. Po uplynutí doby 10 sekund zazní z reproduktoru pokyn „Dýchejte prosím“. Snímkování ve výdechu probíhá podobně s tím rozdílem, že počáteční hlášení zní: „Nadechnout, vydechnout a nedýchat“. [18, 19]

Nevýhodou této metody je, že obsluha CT přístroje nemá žádnou informaci o tom, do jaké míry se pacientovi daří plnit zadané pokyny. Pro pacienty také může být obtížné a nepohodlné vydržet se zadržným dechem po požadovanou dobu, obzvláště pak ve výdechu. Od toho, jak kvalitně a přesně je toto snímkování provedeno, se odvíjí stanovení změny polohy tumorového ložiska při dýchání a stanovení cílových objemů. GTV popisuje celkový objem nádoru. Spojením jednotlivých snímků vzniká ITV, do kterého jsou zahrnuty i změny polohy tumoru při dýchání. Aby bylo pokryto i subklinické šíření onemocnění, je vyznačen CTV. CTV vzniká navýšením ITV o lem většinou široký 2 mm. PTV je objem, který se vyznačuje pro omezení nepřesností vznikajících vlivem pohybů.

V latero-laterálním a ventro-dorsálním směru se přidává 5 mm. V kranio-kaudálním směru se přidává 10 mm. [18]

Před samotným ozařováním je nutné polohovat do požadované polohy (stejně jako při CT plánování). Polohování musí být velice přesné. Poloha ložiska je kontrolována pomocí zobrazovacích metod. Ozařování ložiska probíhá buď v nádechu, nebo ve výdechu, rozhoduje výhodnější pozice tumoru vzhledem k rizikovým orgánům. Z reproduktoru zazní pokyn pro pacienta: „Vydechnout, nadechnout a nedýchat“ a poté se zahájí ozařování trvající 10 s. Poté zazní hlášení: „Dýchejte prosím“. Obsluha opět nemá žádnou informaci o tom, jakým způsobem pacient zvládá pokyny plnit. Pacient má za úkol zopakovat zadaný dechový úkol naprosto stejným způsobem, jakým ho provedl při CT plánování. Neexistuje však žádný mechanismus, který by mu to usnadnil a jeho dechovou činnost zpřesnil. [18]

3.2 Koncept řešení a vymezení cíle

Cílem diplomové práce je realizace měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové činnosti pacienta v reálném čase. Dále pak provést na tomto přístroji reálná měření a data z těchto měření analyzovat.

Navrhovaný přístroj pomůže pacientovi vizuálně kontrolovat dechovou aktivitu dle požadovaných kritérií. Během CT plánování přístroj umožní naměření dechové křivky (zadržení dechu v nádechu a výdechu) a získaná data uloží (referenční křivka). Před samotným ozařováním budou tato data načtena a zobrazena jakožto referenční křivka. Obsluha kalibruje přístroj do výchozího stavu začátku měření, který se shoduje s výchozím stavem začátku měření plánovacího CT. Po spuštění měření budou pacientovi na displeji zobrazovány dvě křivky. První je již zmiňovaná referenční křivka a druhá křivka odpovídá aktuální dechové aktivitě pacienta. Ten má za úkol přizpůsobit svou dechovou aktivitu referenční křivce. V ideálním případě se pacientovi podaří dokonale kopírovat průběh referenční křivky, to znamená nadechnout se v požadované hloubce a zadržet dech po stanovený čas. Poté lze předpokládat, že nádorové ložisko je fixováno v požadované lokalitě. Tato metoda se nazývá Visual Coaching. [20]

Díky přístroji bude obsluha dostávat informaci o tom, jak pacient dýchá, jestli zvládá plnit pokyny a také volit vhodný okamžik pro zahájení radioterapie.

Přístroj by tak mohl snížit negativní vliv dýchacích pohybů, který je nutné zahrnout do plánování ozařování. Díky tomu by mohlo dojít ke snížení ITV a PTV objemů, což by mohlo snížit procenta ozáření zdravých tkání.

Na obrázku číslo 8 lze vidět blokové schéma přístroje. Měřicí potenciometr funguje jako senzor snímající dechovou aktivitu pacienta. Vzniklý signál je upraven měřicím obvodem a je poslán přes DAU jednotu do PC. Zde je nainstalován měřicí software, který signál zpracovává a umožňuje jeho zobrazení na monitoru.



Obrázek 8 Blokové schéma přístroje

Návrh a realizace měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové činnosti zahrnuje:

- Návrh elektrického zapojení přístroje
- Návrh desky plošných spojů
- Výroba desky plošných spojů
- Testování zapojení
- Návrh a výroba a testování měřicího hardwaru
- Návrh a realizace a testování softwarové části přístroje
- Vytvoření a testování metodiky měření
- Sestavení prototypů
- Testování prototypů
- Realizace měření a testování ve FNO
- Aplikace vylepšení pramenící z testování přístroje ve FNO
- Analýza naměřených dat
- Teoretické vyhodnocení přínosu přístroje z hlediska výsledků léčby
- Stanovení závěrů

Vyvíjený přístroj nese pracovní označení Dechmetr.

3.3 Návrh elektrického zapojení přístroje

Schéma zapojení lze vidět na obrázku číslo 9. Tento návrh umožňuje měřit odpor měřicího potenciometru P_1 a převést ho na úměrnou hodnotu proudu v proudové smyčce, která je součástí měřicího vedení. Tomuto proudu odpovídá úbytek napětí na měřicím rezistoru R_M , který je měřen vyhodnocovací DAU jednotkou. Koncepce proudové smyčky je zvolena za účelem eliminace indukovaného elektromagnetického rušení do měřicího vedení.

Elektrické zapojení obsahuje tři části, z nichž každá využívá jeden operační zesilovač (OZ). Tyto části se nazývají: zdroj nesymetrického napětí pro OZ, obvod pro měření odporu, převodník napětí/proud.

3.3.1 Zdroj nesymetrického napětí pro operační zesilovač:

Napájení celého obvodu je společné s napájením DAU jednotky (A/D převodník), tedy 5 Vss. DAU jednotka se připojuje k PC pomocí USB portu. Napájení všech OZ v zapojení je společné se signály pojmenovanými $+U_N$ a $-U_N$. Zapojení s OZ₁ slouží k vytvoření tvrdé umělé země s potenciálem +1,5 V proti zápornému napájecímu pólu ($-U_N$). R_1 a D_Z slouží jako stabilizátor napětí. Volitelný C_3 toto stabilizované napětí vyhlazuje. Rezistory R_2 a R_3 tvoří napěťový dělič, z jehož středu je poloviční napětí přivedeno na napěťový sledovač s OZ₁. Případné zvlnění napájecího napětí filtrují blokovací kondenzátory C_1 a C_2 .

3.3.2 Obvod pro měření odporu:

Odpor měřicího potenciometru P_1 je převáděn na napětí jednoduchým zapojením invertujícího zesilovače s OZ_2 , pro který platí:

$$U_{O2} = -\frac{R_{P1}}{R_4} \cdot (-U_N) \quad (21)$$

kde:

U_{O2} je napětí na výstupu OZ_2

R_{P1} je hodnota odporu měřicího potenciometru

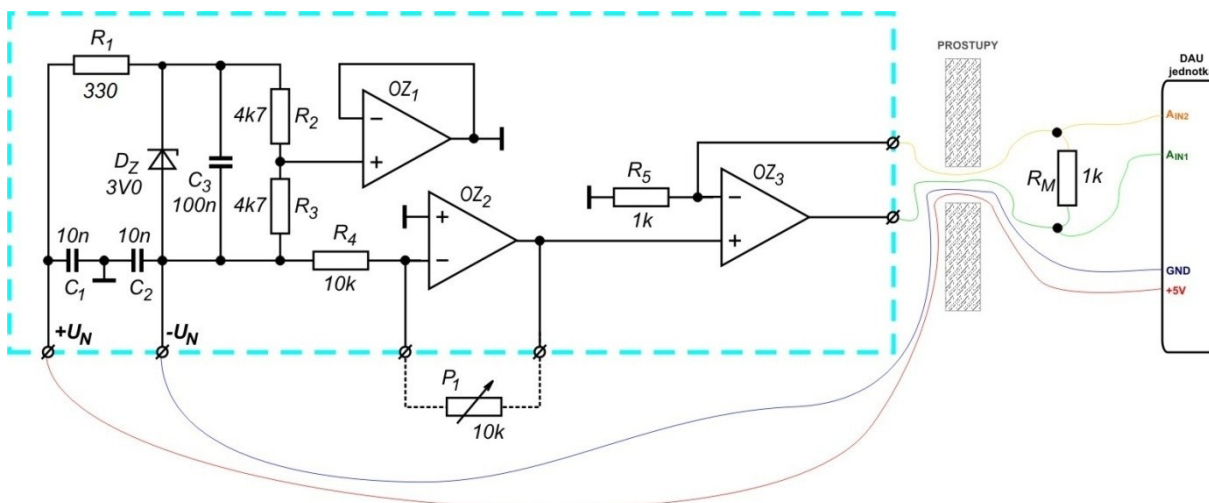
R_4 hodnota odporu rezistoru R_4

$-U_N$ je napětí na záporném napájecím pólu

3.3.3 Převodník napětí/proud:

Jedná se o neinvertující zapojení převodníku s OZ_3 . Úbytek napětí na R_5 se musí rovnat napětí U_{O2} na neinvertujícím vstupu OZ_3 . Tento úbytek napětí je dán součinem R_5 a proudu v měřicí smyčce. Při konstantním U_{O2} se tak OZ_3 snaží udržovat i konstantní úbytek napětí na R_5 a tím i konstantní proud bez ohledu na rušení do měřicí smyčky nebo změnu hodnoty R_M .

Úbytek napětí na R_M je však třeba měřit jako rozdílové napětí jeho kontaktů, neboť oba tyto potenciály jsou vůči signálové zemi pohyblivé.

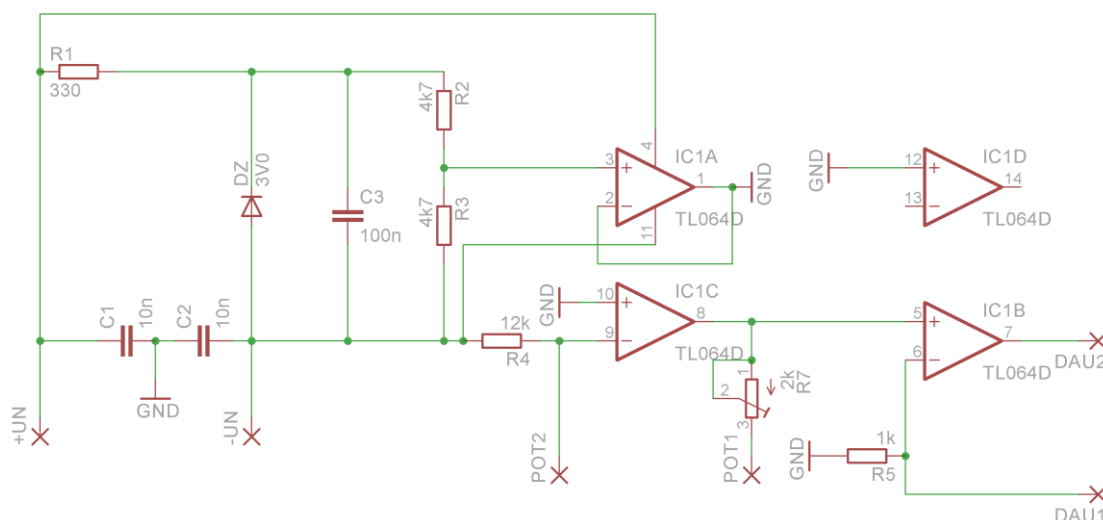


Obrázek 9 Schéma zapojení zařízení

3.4 Návrh, výroba a testování desky plošných spojů

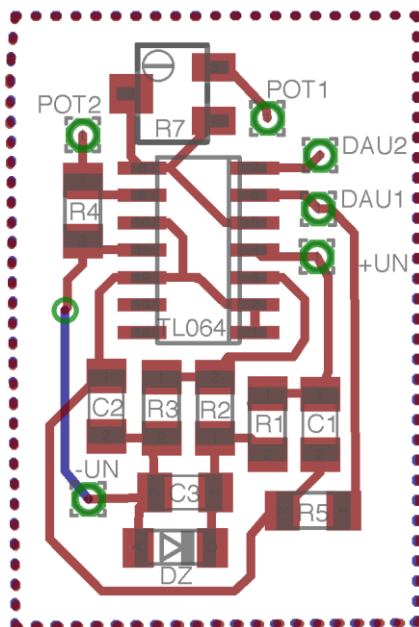
Návrh desky plošných spojů byl vytvořen pomocí programu Eagle 6.5.0. Hlavním požadavkem při navrhování bylo, aby deska nabývala co nejmenších rozměrů, což by umožňovalo její snadné umístění do pouzdra potenciometru. Vyrobená deska má rozměry 28 mm na délku a 18 mm na šířku.

Na obrázku číslo 10 lze vidět schéma zapojení vytvořené v programu Eagle 6.5.0. Je zde vidět, jakým způsobem je řešeno napájení součástky operačního zesilovače TL 064. Při srovnání tohoto návrhu s obrázkem číslo 9 si lze všimnout dvou změn. Hodnota rezistoru R4 byla navýšena na 12 K Ohmů. Dále byla do zapojení přidána součástka označená symbolem R7. Jedná se o 2 K Ohm trimr. Tyto změny byly provedeny na základě testování první vyrobené prototypové desky plošných spojů. Trimr zajišťuje, že na měřicím potenciometru nebude naměřena krajní nulová hodnota a také lze s jeho pomocí konfigurovat měřicí rozsah potenciometru.



Obrázek 10 Schéma návrhu DPS (exportováno z Eagle 6.5.0)

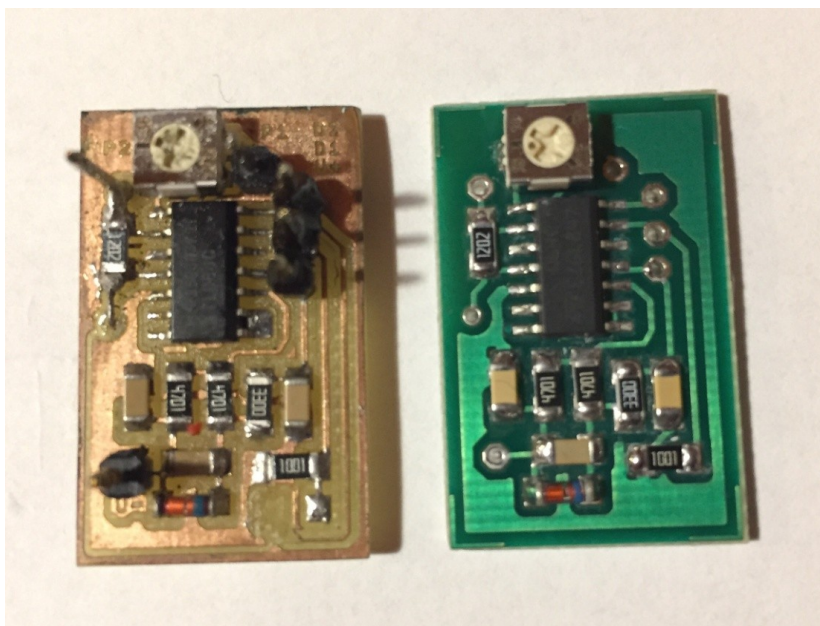
Obrázek číslo 11 vyobrazuje samotný návrh desky plošných spojů. Deska je dvojvrstvá. Piny označené jako POT2, POT1, DAU2, DAU1, +UN a -UN slouží k připojení příslušných vodičů.



Obrázek 11 Návrh DPS (exportováno z Eagle 6.5.0)

Na obrázku číslo 12 si lze všimnout, že desky plošných spojů byly vyráběny dvojím způsobem. Prvotní testovací prototyp byl vyroben v laboratoři. Výroba této desky zahrnovala:

- Tisk filmové předlohy
- Osvit desky s fotocitlivou vrstvou
- Vyvolávání
- Leptání
- Natření pájecím lakem
- Vyvrtání děr
- Osazení součástkami



Obrázek 12 Srovnání DPS: vlevo testovací prototyp vyrobený v laboratoři, vpravo deska vyrobená na zakázku firmou MARPOS s.r.o.

Po úspěšném otestování funkčnosti zapojení byly vyrobeny 2 kusy desek na zakázku firmou MARPOS s.r.o.

3.5 Hardwarová část přístroje

Hardwarová část přístroje zahrnuje měřicí pás připojený k potenciometru, potenciometr uložený společně s DPS do pouzdra a vodiče směřující k DAU jednotce.

Měřicí pás se těsně obepíná okolo hrudníku pacienta. Je vyroben z pevného neroztažného materiálu. Jeho úkolem je přenášet pohyby hrudníku na jezdce měřícího potenciometru. Materiál rovněž musí být dobře omyvatelný a nesmí dráždit pokožku. Pás je 3 cm široký a 180 cm dlouhý.

Měřicí pás obsahuje celkem čtyři plastové díly. Batohová spona se skládá se dvou plastových dílů. Tato spona slouží k snadnému připevnění a utažení pásu na tělo pacienta. Další dva plastové díly slouží k upevnění stahovací gumy a bowdenu.

Stahovací guma je jedinou roztažnou částí měřicího pásu. V tomto místě pás při nádechu pacienta navyšuje svoji délku a naopak při výdechu ji díky gumě zkracuje. Guma je snadno vyměnitelná díky klínkům, kterými je připevněna. Guma je v nenataženém stavu 7 cm dlouhá a 3 cm široká. Může se protáhnout do maximální délky 6 cm. Toto natažení je limitováno délkou dráhy jezdce měřicího potenciometru.

Bowden slouží k přenášení pohybu gumy na lineární měřicí potenciometr. Bowden se skládá ze dvou částí, obalu a pevného pohyblivého středu. Obě části jsou vyrobeny z plastu. Obal bowdenu je pevně připojen k jednomu z plastových dílů, ke kterému je upevněna také stahovací guma (díl umístěný blíže k potenciometru). Pevný pohyblivý střed je připojen k jednoosému kloubu druhého z plastových dílů s gumou (ten vzdálenější od potenciometru). Kloub usnadňuje přenášení dýchacích pohybů na potenciometr.

Soustavu celého měřicího pásu tedy tvoří (vyjmenováno postupně): batohová spona, dlouhý (nastavitelný) popruh měřicího pásu, plastové díly spojené gumou a bowdenem, krátký popruh mezi stohovou sponou a plastovým dílem s gumou.

Druhý konec obalové části bowdenu je pevně připojen k pouzdru potenciometru. To je vyrobeno z plastu a slouží jako ochranný obal pro měřicí potenciometr a DPS. Pouzdro má tvar válce o průměru 2,5 cm a výšce 10,5 cm.

Pohyblivá středová část bowdenu je připojena k jezdcí lineárního potenciometru. Jezdec se pohybuje po dráze o maximální délce 6 cm. Maximální odpor tohoto potenciometru činí 10 K Ohmů. Potenciometr je připojen pomocí vodičů k DPS na piny POT1 a POT2.

Z pouzdra potenciometru vystupuje 4-žilový kabel o délce 5m. Tento kabel zajišťuje komunikaci mezi DPS a DAU jednotkou. Na obou koncích je opatřen pojistkou proti vytržení.

Kabel se do DAU jednotky připojuje pomocí 15-pinového konektoru. Vodiče jsou připojeny na piny tímto způsobem:

Modrý vodič: pin číslo 1 (GND)

Černý vodič: pin číslo 7 (DAU1)

Červený vodič: pin číslo 8 (+U_N)

Žlutý vodič: pin číslo 14 (DAU2)

V krytu 15-pinového konektoru je umístěn měřicí rezistor R_M , který je připájen mezi pinem číslo 7 a 14.

DAU jednotka je A/D převodník, zajišťující komunikaci mezi měřicí elektronikou a PC, ke kterému se připojuje pomocí USB. DAU jednotka obsahuje dva 15-pinové konektory. Software vytvořený ve spolupráci s FNO umožňuje použití pouze konektoru, který je označený jako X3.

3.6 Software pro měření dat

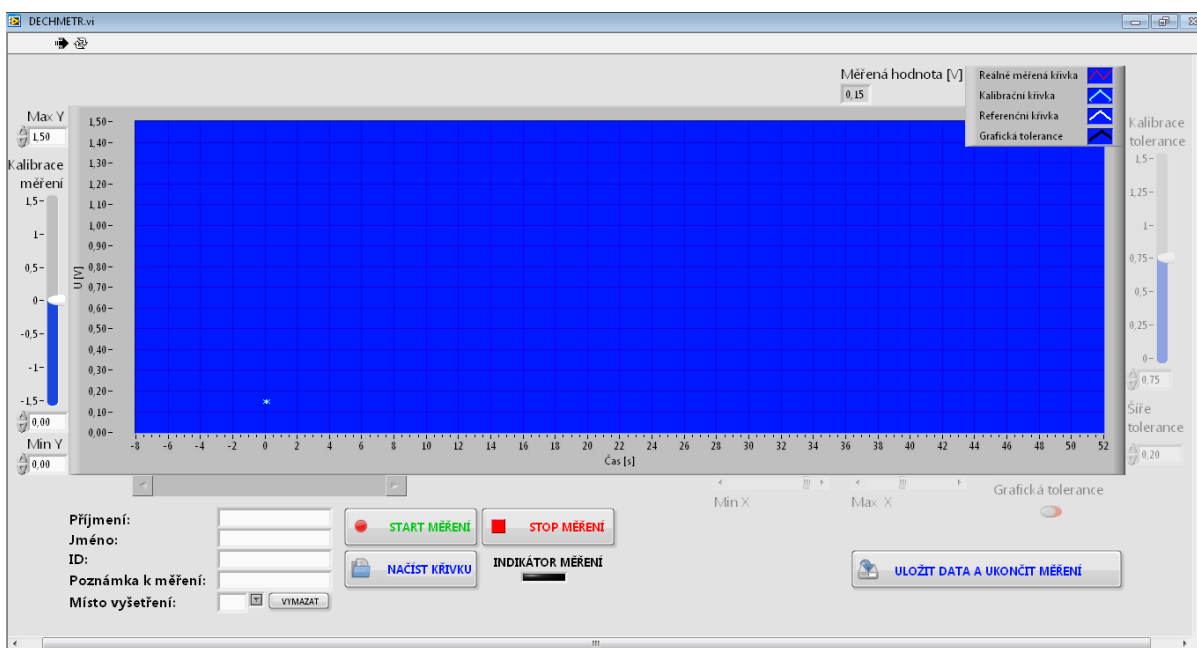
Měření je prováděno pomocí PC, na který je nutné nainstalovat software vytvořený pomocí LabView 2016 společnosti National Instruments Corporation. Aplikace nese název DECHMETR.exe

a k jejímu spuštění je potřebná instalace NI LabVIEW Runtime Engine. DAU jednotku je nutné připojit k PC, na kterém běží operační systém Windows 7.

3.6.1 Rozhraní pro zobrazení výstupů měření

Uživatelské rozhraní programu je vyobrazeno na obrázku číslo 13. Bylo vytvořeno ve spolupráci s FNO tak, aby splňovalo veškeré požadavky související s využíváním celého zařízení v klinické praxi. Při jeho návrhu byl rovněž kladen důraz na jednoduché a přehledné ovládání. Toto prostředí obsahuje:

- Panel pro nastavení režimu spuštění programu
- Tlačítko Start měření
- Tlačítko Stop měření
- Tlačítko Načíst křivku
- Tlačítko Uložit data a ukončit měření
- Tlačítko Vymazat
- Indikátor měření
- Formulář pro patientské údaje
- XY Graf pro zobrazení výstupů
- Legendu křivek
- Ovladač Max Y
- Ovladač Min Y
- Ovladač Max Y
- Ovladač Min Y
- Aktivaci Grafické tolerance
- Ovladač Kalibrace tolerance
- Ovladač Šíře měření
- Ovladač kalibrace měření
- Indikátor Měřená hodnota



Obrázek 13 Uživatelské rozhraní aplikace pro měření dechové křivky

Program se po spuštění otevře v režimu celé obrazovky a lze nastavit 2 režimy spouštění:

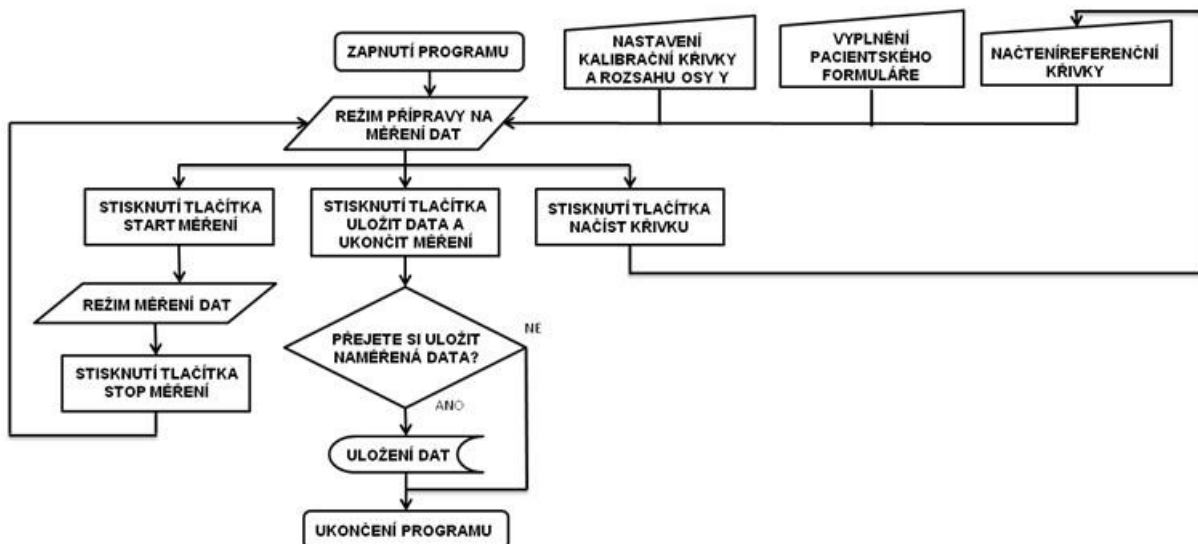
- Režim jednoduchého spuštění programu
- Režim cyklického opakování programu

Režim jednoduchého spuštění programu znamená, že program se po stisknutí tlačítka Uložit data a ukončit měření vypne. Na obrazovce zůstane otevřené okno s programem a obsluha jej může zavřít

stisknutím křížku v pravém horním rohu nebo může program opětovně spustit kliknutím na bílou šipku umístěnou v panelu pro nastavení režimu spuštění. Pokud se tak stane, bílá šipka zčerná, což značí, že program běží.

Zapnutí režimu cyklického opakování (dvě šipky uspořádané do kruhu mají černou barvu) způsobí, že program se po stisknutí tlačítka Uložit data a ukončit měření nevypne, ale vrátí se do pozice, ve které je program připraven začít měření nové. Pro vypnutí programu a zavření jeho okna je nutné nejprve vypnout režim cyklického opakování programu, stisknout tlačítko Uložit data a ukončit měření a okno zavřít pomocí křížku v pravém horním rohu.

Program se ihned po jeho spuštění nachází v režimu přípravy na měření dat (strukturu popisuje vývojový diagram na obrázku číslo 14). V tomto režimu obsluha může vyplnit patientský formulář a nastavit výchozí pozici pro začátek měření díky Kalibrační křivce, která je v grafu zobrazena. Tato křivka společně s indikátorem Měřená hodnota [V] zobrazuje aktuálně měřenou hodnotu. V tomto režimu je nutné upravit upevnění měřicího pásu a kalibrovat výchozí hodnotu měření tak, aby tato hodnota odpovídala požadovanému nastavení (například, aby se výchozí hodnota měření rovnala počáteční hodnotě měření Referenční křivky).

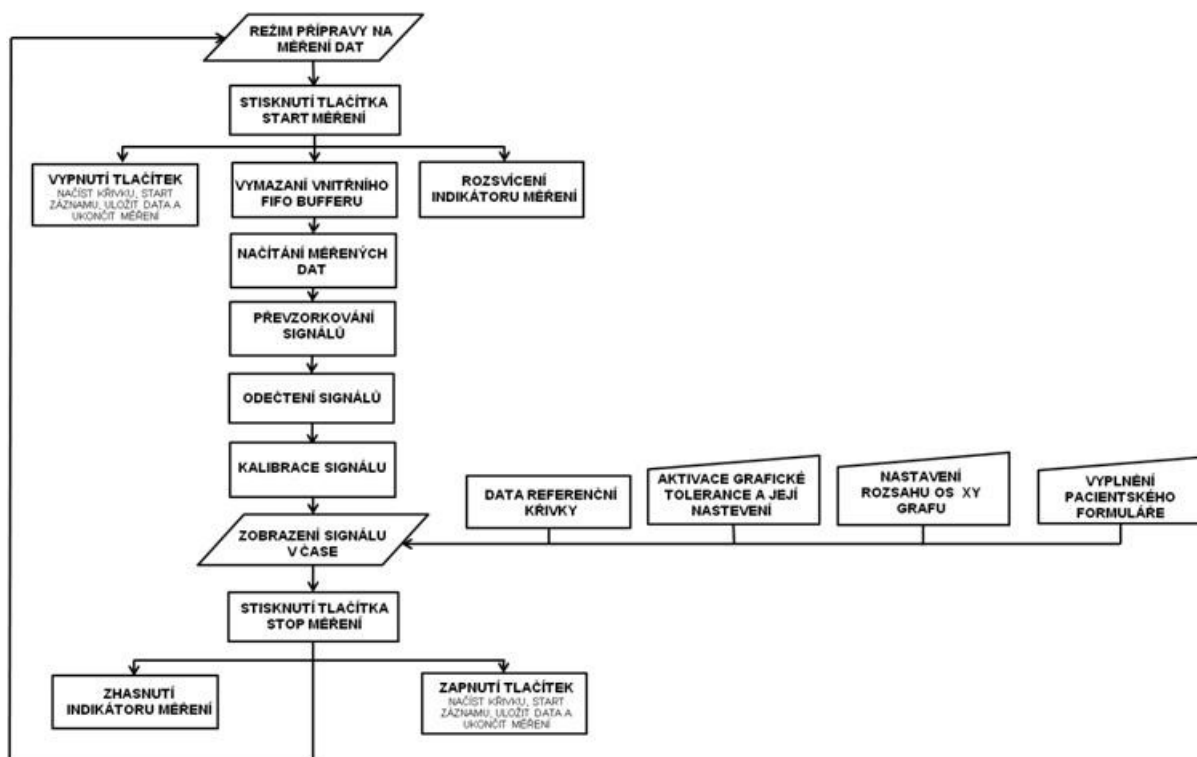


Obrázek 14 Vývojový diagram programu popisující režim přípravy na měření dat

Po stisknutí tlačítka Start měření mizí Kalibrační křivka a program přechází do režimu měření dat (strukturu tohoto režimu popisuje vývojový diagram na obrázku číslo 15). V tomto režimu jsou všechna tlačítka mimo tlačítka Stop měření znefunkčena. Tlačítko Stop měření vypíná režim měření dat a posílá program zpět do režimu přípravy na měření.

Stiskem tlačítka Načíst křivku je vyvolán správce souborů a obsluha je vyzvána k vybrání textového souboru k načtení. Po vybrání požadovaného souboru jsou data zobrazena v podobě Referenční křivky.

Indikátor měření podává informaci obsluze, že program se nachází v režimu měření dat.



Obrázek 15 Vývojový diagram programu popisující režim měření dat

Panel XY grafu slouží k zobrazování naměřených výstupů a pomocných křivek. Na ose x je umístěna časová informace v sekundách a na osu y jsou vynášeny naměřené hodnoty o jednotce Volt. XY Graf má legendu zobrazovaných křivek. Po přejetí kurzoru myši na tuto legendu a stisknutí pravého tlačítka myši se zobrazí možnosti nastavení formátu křivek a jiná nastavení.

Rozsah osy y XY Grafu lze měnit pomocí ovladačů Max Y a MinY. Minimální hodnota Min Y je programově omezena na 0 V. Maximální hodnota Max Y je programově omezena na 1,5 V.

Rozsah osy x lze nastavovat pomocí ovladačů (posuvníků) Max X a Min X. Tyto ovladače jsou aktivní pouze během probíhajícího měření.

Ovladač Kalibrace měření slouží k softwarové úpravě dat měřených dat. Pomocí tohoto ovladače lze upravit počáteční polohu Kalibrační křivky ve směru osy y. Během probíhajícího měření lze tímto ovladačem upravovat měřené hodnoty Reálně měřené křivky. Tento ovladač slouží k nastavení počáteční hodnoty odpovídající počáteční hodnotě Referenční křivky.

Grafická tolerance slouží k vymezení prostoru, ve kterém by se měla dechová křivka nacházet vzhledem k určité fázi dechového cyklu. Grafickou toleranci lze zobrazit pouze po načtení Referenční křivky a je nutná její aktivace pomocí přepínače Grafická tolerance. Po aktivaci tohoto přepínače se zpřístupní obsluha další ovladače této funkce. Grafická tolerance se zobrazuje jako pruh zasahující přes celou šíři XY Grafu a šíře tohoto pruhu je nastavitelná pomocí ovladače Šíře tolerance. Ovladačem Kalibrace tolerance lze hýbat tímto pruhem ve směru osy y.

Indikátor Měřená hodnota [V] slouží k číselnému zobrazení aktuálně naměřených dat Kalibrační a Reálně měřené křivky.

Do patientského formuláře se vyplňují příslušné údaje o pacientovi. Mezi těmito poli lze přeskakovat pomocí klávesy Tab. Údaje zde vyplněné slouží jako podklad pro vytvoření názvu textového souboru, do kterého se naměřená data ukládají. Po stisknutí tlačítka Vymazat dojde k odstranění všech údajů z patientského formuláře.

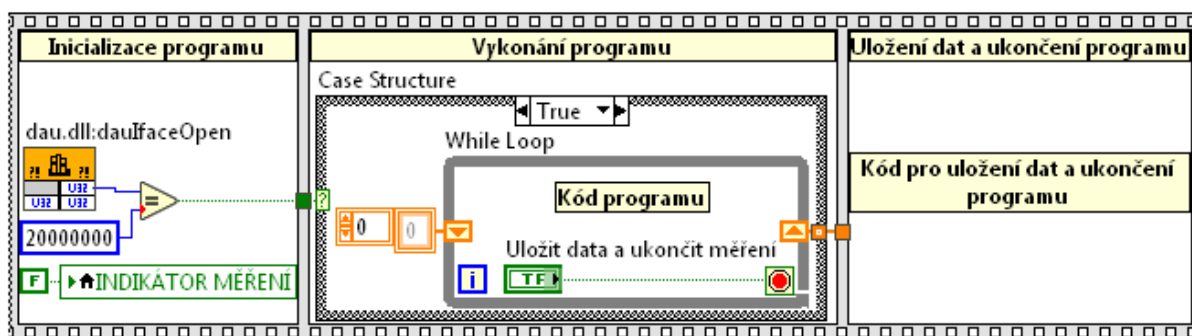
Tlačítko Uložit data a ukončit měření po jeho stisknutí vyvolá okno správce souborů a nabídne obsluhu uložení naměřených dat. Obsluha má možnost data uložit nebo ukládání stornovat. Po tomto kroku se program ukončí, ale zůstává otevřen ve svém okně. Obsluha tak může program opětovně spustit (stisknutím bílé šipky v levém horním rohu) a nebo jeho okno zavřít (stisknutím křížku v pravém horním rohu).

3.6.2 Programové řešení aplikace Dechmetru

Celé programové řešení je umístěno do Flat sequence struktury, která obsahuje tři subdiagramy. Tyto subdiagramy jsou vykonány postupně. Toto upořádání lze vidět na obrázku číslo 16.

3.6.2.1 Inicializace programu

První subdiagram struktury Flat Sequence se nazývá Inicializace programu. Zde je umístěna volací funkce „dau.dll:dauIfaceOpen“. Jedná se o inicializační funkci, která má za úkol vyvolat funkci DAU jednotky.

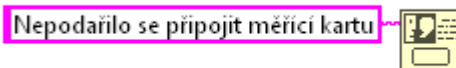


Obrázek 16 Schématické vyobrazení subdiagramů Inicializace programu, Vykonání programu a Uložení dat a ukončení programu základní Flat Sequence struktury

3.6.2.2 Vykonání programu

Druhý subdiagram Flat Sequence struktury je označen jako „Vykonání programu“. Celý obsah tohoto pole je umístěn ve struktuře Case. Ta obsahuje dva subdiagramy a je ovládána logickou hodnotou přicházející na její selektor. Subdiagramy jsou nazvány podle logických hodnot, které na selektor přicházejí, tedy True nebo False. Toto uspořádání lze vidět na obrázku číslo 16.

Subdiagram False je vykonán, pokud výstupní hodnota z volací funkce „dau.dll:dauIfaceOpen“ není rovna hodnotě 20 000 000. V tomto případě program pomocí vyskakovacího okna zahlásí hlášení: „Nepodařilo se načíst měřicí kartu“ a ukončí se. Programové řešení zobrazení vyskakovacího okna je ukázáno na obrázku číslo 17.



Obrázek 17 Zobrazení vyskakovacího okna s chybovým hlášením

Inicializace programu proběhne úspěšně, pokud se výstupní hodnota z volací funkce „dau.dll:dauIfaceOpen“ rovná 20 000 000. V tomto případě je vykonán subdiagram True. Zde je umístěna převážná část kódu.

Subdiagram True obsahuje strukturu While Loop. Její funkcí je opakovat kód obsažený uvnitř struktury až do chvíle stisknutí tlačítka Uložit data a ukončit měření.

Na tuto strukturu je navázán posuvný registr. Slouží k zpřístupnění hodnot z minulých průchodů smyčky. Nová hodnota je do registru zapisována vždy pro provedení jedné iterace pomocí terminálu s šipkou nahoru umístěném na pravé straně. Zde vstupují data z měření. Toto řešení umožňuje uložit všechna data najednou, což snižuje náročnost programu na výpočetní výkon. K posuvnému registru je připojena nulová inicializační hodnota. Toto uspořádání lze pozorovat na obrázku číslo 16.

Dále je kód organizován do čtyř subdiagramů pomocí Event Structure. Subdiagramy jsou označeny takto:

- Načíst křivku
- Uložit data a ukončit měření
- Start měření
- Timeout

Subdiagram Načíst křivku je zobrazen na obrázku číslo 18. Stisknutím tlačítka Načíst křivku se vykoná True Case. Funkční blok Read Delimited Spreadsheet načítá zvolený textový soubor. Nastavením true hodnoty na vstupu transpose? jsou data na výstupu first row transponována. Takto upravená data jsou jednak zapsána do lokální proměnné Hrudník vzor a také přivedena na blok Bundle, který shromažďuje a spojuje data. Použitý Bundle má dva vstupy, horní vstup je určen pro informace týkající se časové osy a na dolní vstup jsou přiváděna data načítané křivky. Informace pro časovou osu jsou získávány z dat vzorové křivky. Pomocí bloku Array Size je zjištěn počet vzorků vzorové křivky a tato informace je přivedena na N terminál smyčky For. Tato struktura vykoná svůj subdiagram právě tolikrát podle toho, jaká je hodnota na vstupu N terminálu. Subdiagram obsahuje pouze iterační terminál, který počítá počet vykonaných cyklů. Na výstupu smyčky For jsou tak data v podobě 1D řady nabývajících hodnot 0, 1,...,N-1.

Bundle přiřadí danému vzorku vzorové křivky odpovídající hodnotu časové osy a takto připravená data jsou odesílána na lokální proměnnou Hrudník, která výstup zobrazí v grafu. Ještě před vstupem do lokální proměnné Hrudník jsou pomocí bloku Build Array přidány dvě křivky o nulových hodnotách, protože program přisuzuje vzhled křivek na základě pořadí jejich vstupu do bloku Build Array a v této aplikaci je standardně vzorová křivka řazena na třetí pozici.

The screenshot displays the LabVIEW interface for the 'Načíst křivku' (Load Curve) VI. The front panel features a 'Načíst křivku' button, a 'Hrudník vzor' dropdown menu, and a 'Hrudník' plot. The block diagram shows the logic for loading a curve, including file selection, data reading, and plot configuration.

Obrázek 18 Event Structure, subdiagram Načíst křivku

Program zvládá přečíst název textového souboru a informace v něm obsažené zobrazit v patientském formuláři. Výstup new file path bloku Read Delimited Spreadsheet obsahuje informaci o cestě k danému textovému souboru. Tato informace je přivedena na blok Strip Path, který na svém výstupu name genereuje název souboru. Ten má podobu Příjmení_Jméno_ID_Místo vyšetření_Poznámka k měření. Pro přiřazení jednotlivých údajů do odpovídajících polí je použito bloků Search/Split String a String Subset.

Search/Split String je na vstup string připojena informace obsahující název souboru a na druhý vstup search string/char (-) je připojeno podtržítko (oddělovač informací v názvu textového souboru). Výstup substring before match obsahuje veškerý text před prvním nalezeným podtržítkem,

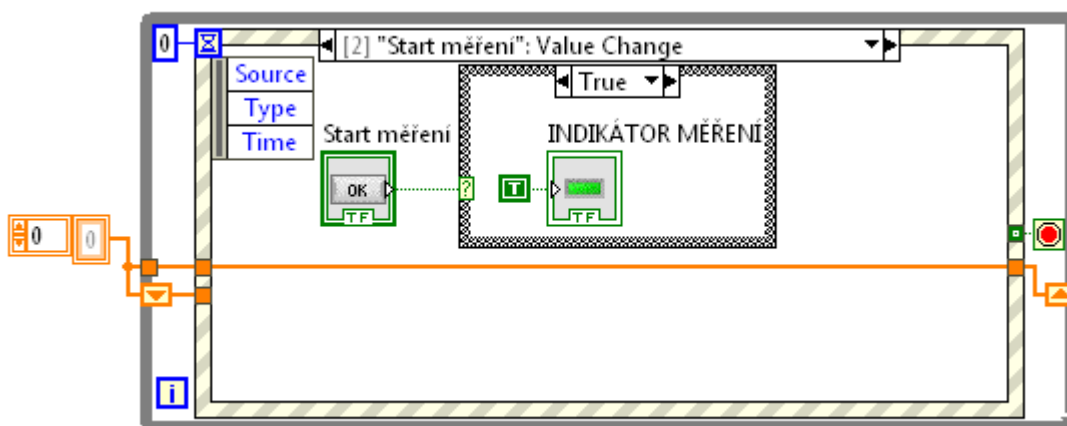
tedy příjmení, a je zobrazen na obrazovce. Výstup match + rest of string obsahuje hledané podtržítka a všechny zbylý text za podtržítkem (_Jméno_ID_Místo vyšetření_Poznámka k vyšetření). Tento výstup je přiveden na vstup string bloku Subset. Tento blok na výstupu vrátí text neobsahující podtržítka na jeho začátku díky offsetu nastavenému na hodnotu 1.

Proces s bloky Search/Split String a String Subset se nyní zopakuje pro získání jména, příjmení, ID, místa měření a poznámky k měření.

Po stisknutí tlačítka Načíst křivku se aktivuje funkce přepínače Grafická tolerance. Děje se tomu díky Property Node připojeném na přepínač Grafická tolerance.

Do posuvného registru je zapisována vždy nulová hodnota, protože zatím nebyla měřena žádná data.

Kód subdiagramu Start měření je ukázán na obrázku číslo 19. Po kliknutí na tlačítko Start měření je na vstup bloku Indikátor měření trvale přivedena logická hodnota true, což má za následek rozsvícení diody indikující probíhající měření. Využití této indikace bude popsáno níže. Do posuvného registru je zapisována opět nulová hodnota.



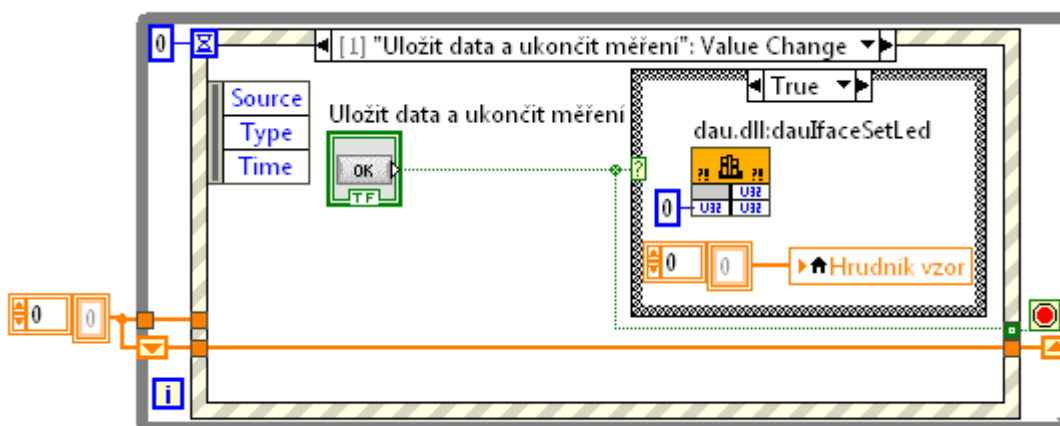
Obrázek 19 Event Structure, subdiagram Start měření

Na obrázku číslo 20 je naznačen kód subdiagramu Uložit data a ukončit měření. Stisknutím tlačítka Uložit data a ukončit měření je přivedena hodnota true na selektor case struktury a také na vstup podmínky (conditional terminal).

Subdiagram True struktury case uloží nulovou hodnotu do proměnné Hrudník vzor. Vymažou se tak data načtené vzorové křivky. Na vstup volací funkce „dau.dll:dauIfaceSetLed“ je přivedena 0, což způsobí zhasnutí diody na DAU jednotce.

True hodnota na vstupu do terminálu podmínky ukončí cyklus While. Struktura tohoto cyklu zahrnuje celý kód subdiagramu Vykonání programu (druhý frame hlavní Flat Sequence struktury), a proto program začne vykonávat subdiagram Save/exit (třetí frame hlavní Flat Sequence struktury).

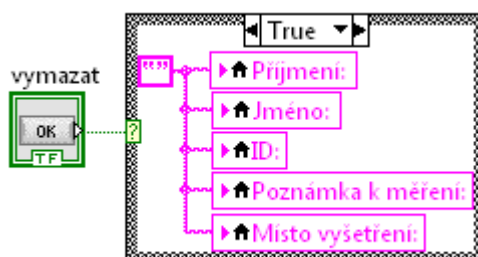
Posuvné registry jsou nyní přímo propojeny a na výstupu jsou připravena data získaná během všech iterací, ve kterých proběhlo měření dat.



Obrázek 20 Event Structure, subdiagram Uložit data a ukončit měření

Subdiagram Timeout obsahuje nejrozsáhlejší část kódu zajišťující nejen měření a zobrazení dat.

Na obrázku číslo 21 je vidět funkce umožňující vymazat patientský formulář. Stisknutím tlačítka vymazat se provede subdiagram True, ve kterém se do proměnných patientského formuláře zapíše prázdná textová konstanta.



Obrázek 21 Vymazání patientského formuláře

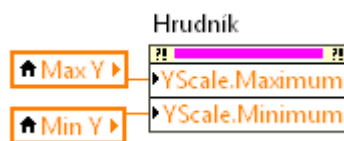
Na obrázku číslo 22 je vidět nastavení vypnutí funkčnosti a zašednutí ovladačů pro nastavení rozsahu časové osy XY grafu. Programově je to řešeno pomocí Property Nodes, které jsou propojené s příslušnými ovladači. Na vstup těchto bloků je přiveden příkaz Disabled and Grayed Out. Je žádoucí mít tyto ovladače funkční pouze při probíhající měření.



Obrázek 22 Vypnutí funkčnosti a zašednutí ovladačů pro nastavení rozsahu časové osy XY grafu

Naopak nastavení rozsahu osy y lze konfigurovat již před začátkem měření. Funguje to tak, že výstupy lokálních proměnných Max Y a Min Y (příslušné ovladače) jsou napojeny na Property Node XY

grafu Hrudník. Ovladači Max Y a Min Y tak lze nastavovat maximální a minimální hodnoty na ose Y. (řešení je vyobrazeno na obrázku číslo 23)

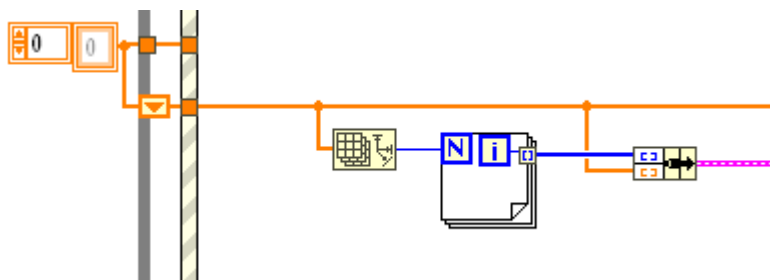


Obrázek 23 Nastavení rozsahu osy y

Následující část kódu se stará o zobrazení křivek v XY grafu Hrudník, i když neprobíhá měření. V XY grafu Hrudník jsou zobrazovány tyto křivky:

- Reálně měřená křivka
- Kalibrační křivka
- Referenční křivka
- Grafická tolerance

Kódové řešení viditelné na obrázku číslo 24 zajišťuje, že průběh Reálně měřené křivky zůstává zobrazen v grafu i po stisknutí tlačítka Stop měření (režim přípravy na měření dat). Data z měření jsou načítána z posuvného registru a časová informace je vytvořena za pomoci bloku Array Size a cyklu For. Princip je popsán výše.



Obrázek 24 Zobrazení naměřených dat v režimu přípravy na měření dat

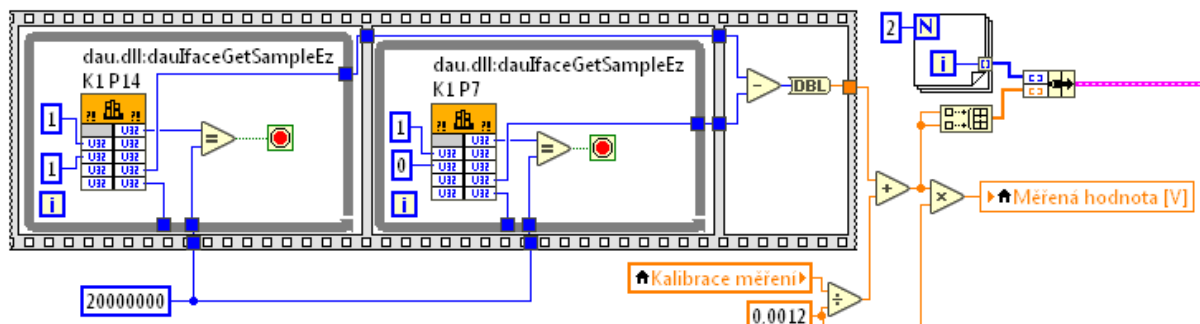
Obrázek číslo 25 zobrazuje kód, který generuje Kalibrační křivku. Nejdůležitější část programu je umístěna do struktury Flat Sequence, která je složena ze tří subdiagramů. Toto uspořádání je voleno, protože vzorky z DAU jednotky jsou získávány tímto způsobem.

K získání dat slouží volací funkce „dau.dll:dauIfaceGetSampleEz“. Nastavením hodnot na vstupu této funkce lze konfigurovat konektor a piny, ze kterých se vzorky měří. Konfigurace v tomto programu odpovídá konektoru a pinům číslo 7 a 14.

Volací funkce „dau.dll:dauIfaceGetSampleEz K1 P14“ úspěšně načte vzorek, jestliže se hodnota na jejím výstupu rovná hodnotě 20 000 000. V tomto případě se ukončí cyklus While a program začne vykonávat druhý subdiagram Flat Sequence struktury. Po úspěšném načtení vzorku volací funkcí „dau.dll:dauIfaceGetSampleEz K1 P7“ se začne vykonávat subdiagram třetí. Zde jsou vzorky od sebe odečteny.

Výstupní hodnota ze struktury Flat Sequence je sčítána s hodnotou nastavenou na ovladači Kalibrace měření a zobrazena v indikátoru Měřená hodnota [V].

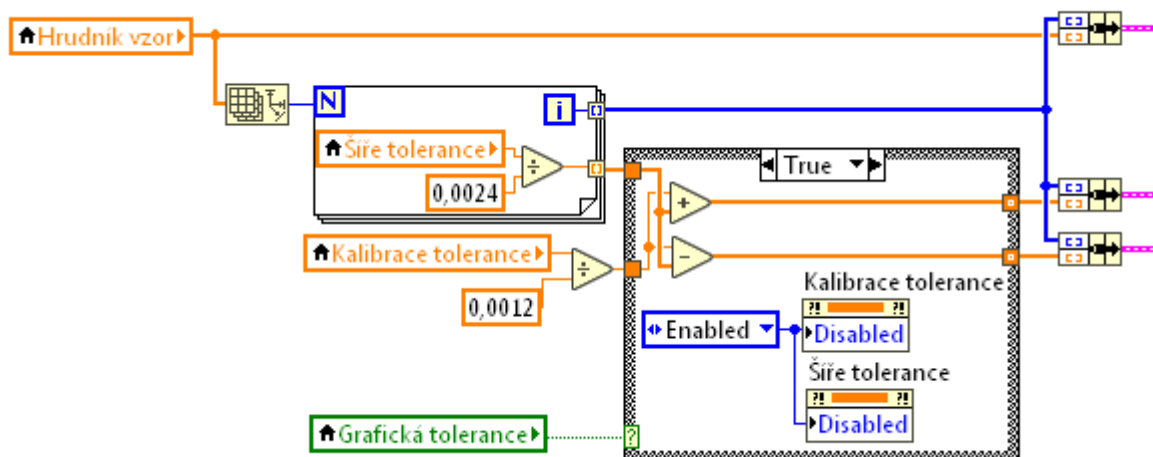
Zobrazení kalibrační křivky je řešeno tak, že kalibrovaná hodnota je přivedena dva vstupy bloku Build Array. Na výstupu je vytvořena 1D řada o dvou stejných hodnotách. Data pro osu x mají podobu 1D řady o hodnotách 0 a 1.



Obrázek 25 Kód pro zobrazení Kalibrační křivky

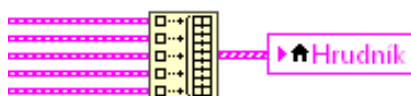
Z obrázku číslo 26 lze vyčíst, jakým způsobem je zobrazována Grafická tolerance. Z lokální proměnné Hrudník vzor jsou načítána data Referenční křivky. Cyklus For vykoná svůj subdiagram právě tolikrát, kolik vzorků je zapsáno v lokální proměnné Hrudník vzor. Subdiagram obsahuje lokální proměnnou Šíře tolerance, do které se zapisuje hodnota ze stejnojmenného ovladače. Na výstupu z cyklu For je tak vytvořena řada o počtu vzorků rovnající se počtu vzorků Referenční křivky. Všechny vzorky této řady mají stejnou hodnotu (nastavenou v ovladači Šíře tolerance). Data dále vstupují do struktury Case, která je ovládána přepínačem Grafická tolerance. Pokud je přepínač nastaven do polohy zapnuto, je vykonán subdiagram True. Zde je umístěn sčítací a odčítací blok. Ve sčítacím bloku je ke každé hodnotě v datové řadě vycházející z cyklu For přičtena hodnota uložená do lokální proměnné Kalibrace tolerance, v odčítacím bloku je proveden rozdíl mezi hodnotou lokální proměnné Kalibrace tolerance a daty ve zmiňované řadě. Výsledkem jsou dvě datové řady, každá řada obsahuje vzorky o stejných hodnotách. Po propojení těchto dat s informacemi o časové ose jsou vytvořeny dvě křivky. Na displeji je ale místo křivek zobrazen černý pás a křivky tvoří jeho horní a dolní mez. Tohoto efektu je docíleno nastavením Fill base line mezi horní a dolní křivkou.

Jestliže je přepínač Grafické tolerance nastaven do polohy zapnuto, je programově nastaveno aktivování ovladačů Kalibrace tolerance a Šíře tolerance, v opačném případě jsou tyto ovladače deaktivovány a zašednuty a Grafická tolerance není v grafu zobrazena, protože na výstupu ze subdiagramu False nejsou žádná data.



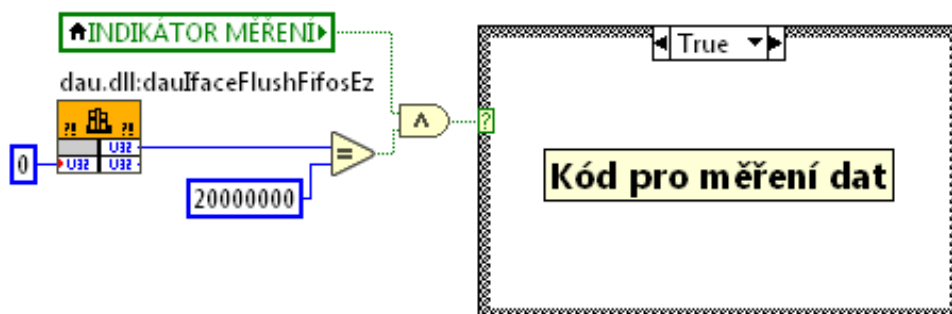
Obrázek 26 Kód pro zobrazení Grafické tolerance

Obrázek číslo 27 zobrazuje blok Build Array, na jehož vstupu jsou přivedeny informace potřebné k zobrazení všech 5 křivek. Křivky musí být řazeny do vstupů ve správném pořadí, aby ve výsledném zobrazení nabyly správné podoby. Křivky jsou shora řazeny takto: Reálně měřená křivka, Kalibrační křivka, Referenční křivka, Horní mez (Grafická tolerance) a Dolní mez.



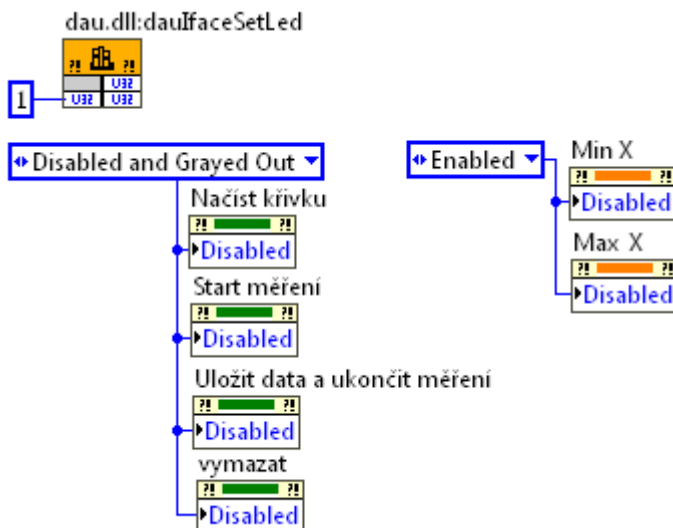
Obrázek 27 Kód pro zobrazení křivek v XY grafu

Na obrázku číslo 28 lze vidět, jak je programově řešen start měření. Princip, jakým je do lokální proměnné Indikátor měření uložena hodnota true, je popsán výše. Volací funkce „dau.dll:dauIfaceFlushFifosEz“ slouží k vymazání vnitřního FIFO bufferu dll knihovny. Aby byl vykonán subdiagram True, ve kterém je umístěn kód zajišťující měření a zobrazení dat, musí být správně vykonána volací funkce „dau.dll:dauIfaceFlushFifosEz“ a také musí být rozsvícen indikátor měření.



Obrázek 28 Programové řešení zahájení měření vzorků

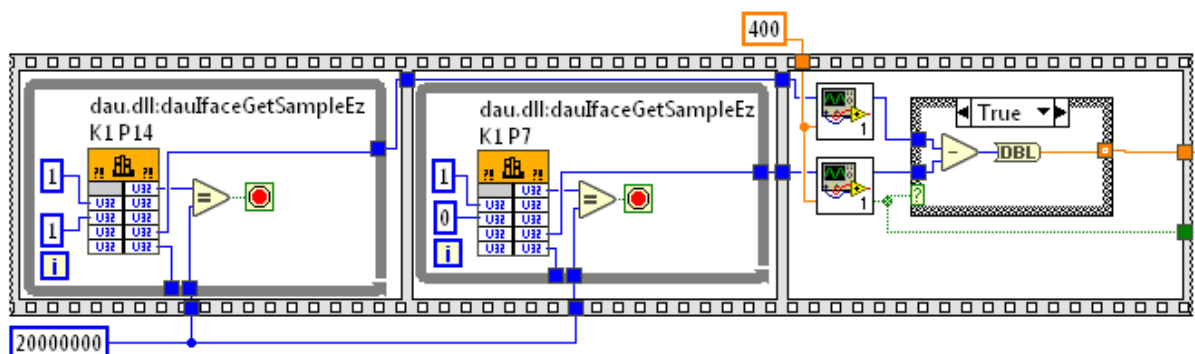
Kód pro měření dat je umístěn do struktury Flat Sequence, která obsahuje tři subdiagramy. Subdiagram, který je vykonán jako první v pořadí, obsahuje kód vyobrazený na obrázku číslo 29. Tento kód se stará o aktivaci a deaktivaci daných ovládacích prvků programu, ale také obsahuje volací funkci `dau.dll:dauIfaceSetLed`, která má za úkol rozsvítit diodu na DAU jednotce.



Obrázek 29 Kód pro měření dat, struktura Flat Sequence, první subdiagram

Druhý subdiagram Flat Sequence struktury bude popsán po částech. Hlavní částí tohoto subdiagramu je smyčka While, která zahrnuje převážnou část kódu.

Na obrázku číslo 30 je zobrazena část programu zodpovědná za získávání vzorků z DAU jednotky. První dva subdiagramy Flat Sequence struktury jsou totožné s kódem popsaným výše při vysvětlení principu vzniku Kalibrační křivky (obrázek číslo 25). Třetí subdiagram obsahuje dvě totožné SubVI, které mají za úkol snížit počet vzorků, se kterými bude program následně pracovat. Hlavním důvodem je optimalizace výkonu a zajištění plynulého chodu celé aplikace. DAU jednotka pracuje na vzorkovací frekvenci 2000 Hz, na výstupu těchto SubVI se objevuje 5 vzorků za sekundu.



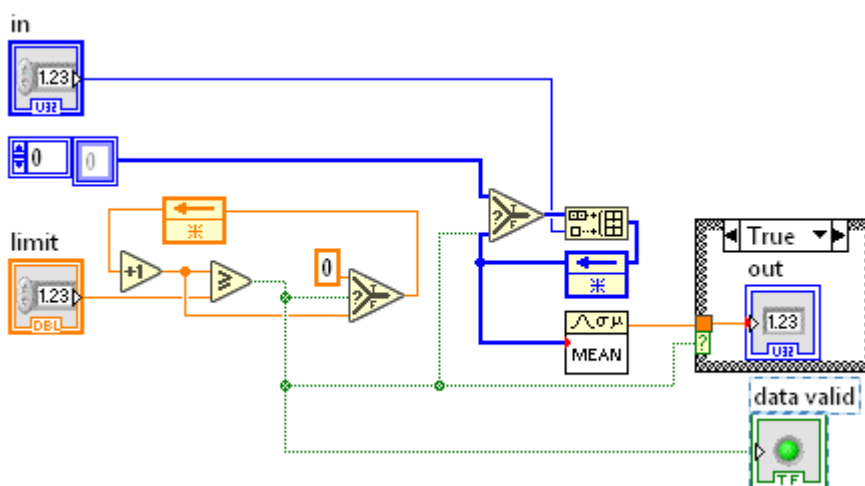
Obrázek 30 Flat Sequence struktura pro načítání a úpravu vzorků Reálně měřené křivky

Obrázek číslo 31 zobrazuje kód těchto SubVI, které obsahuje dva vstupy a dva výstupy. Na vstup označený `in` jsou přiváděna data z DAU jednotky a na vstupu nesoucí označení `limit` je nastavena hodnota 400. Samotné převzorkování funguje tak, že je pomocí bloku `Grater Or Equal?` zjišťováno,

jestli je hodnota na jeho horním vstupu vyšší nebo rovna 400. Jestliže je vyšší nebo rovna 400, blok Greater Or Equal? na svém výstupu nastaví logickou hodnotu true, jestliže je nižší než 400 je na výstupu logická hodnota false. Takto je ovládán blok nesoucí název Select, na který jsou připojeny tři vstupy, vstup True, vstup False a řídicí vstup. Pokud je na řídicí vstup přivedena logická hodnota true, blok Select na svém výstupu vrací hodnotu odpovídající hodnotě na vstupu True a naopak. V programu je na vstup True připojena 0 a na vstup False je připojen výstup bloku Select navýšený o hodnotu 1. Jedná se tedy o čítač, který počítá od 0 do 400 s frekvencí 2000 Hz.

Dále je použit další blok Select, na jehož vstup True je připojena prázdná datová řada (nulování) a na vstup False je připojena datová řada vytvořená ze vzorků načítaných z DAU jednotky. Tato datová řada vzniká pomocí bloků Built Array a Feedback Node. Feedback Node přenáší data získaná během jedné iterace do iterace následující. Funguje podobně jako posuvný registr. Ze zapojení lze vyčíst, že jakmile se tato datová řada rozroste do velikosti 400 vzorků, je vynulována a začíná se tvořit řada nová. V okamžiku, kdy čítač napočítá do hodnoty 400, je také vykonán subdiagram True struktury Case, kde je zapisován výsledek z výpočtu aritmetického průměru ze 400 vzorků vytvořené datové řady. Tento výpočet se provádí v bloku Mean.

Na prvním výstupu ze SubVI je tedy nová hodnota načtena každých 400 vzorků, což umožňuje v dalších částech programu pracovat se vzorkovací frekvencí 5 Hz namísto původních 2000 Hz. Dalším výstupem ze SubVI je logická proměnná nabývající hodnoty true s frekvencí 5 Hz.

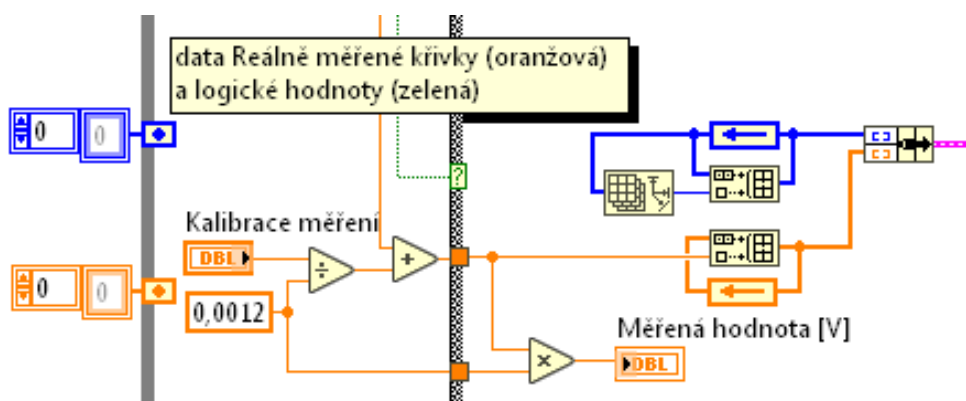


Obrázek 31 SubVI pro výpočet aritmetického průměru ze 400 po sobě jdoucích vzorků

Při pohledu zpět na obrázek číslo 30 lze vidět, že rozdíl mezi vzorky získávanými z pinů 14 a 7 konektoru DAU jednotky je proveden pouze v případě, že je logická proměnná na výstupu ze SubVI nastavena na hodnotu true, tedy pětkrát za sekundu.

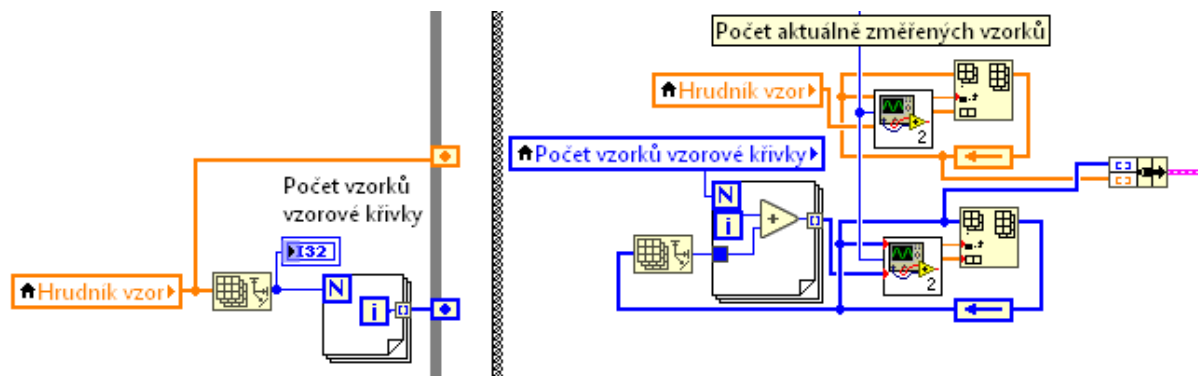
Z Flat Sequence struktury obsahující kód pro načítání vzorků z DAU jednotky (obrázek číslo 30) vycházejí dva výstupy. První obsahuje data Reálně měřené křivky a druhý logické hodnoty true a false. Tato data jsou používána v další části programu. Na obrázku číslo 32 logické hodnoty ovládají strukturu Case a data Reálně měřené křivky vstupují do sčítacího bloku. V tomto bloku je k naměřeným hodnotám přičítána hodnota nastavená v ovladači Kalibrace měření. Takto upravená

Naměřeným vzorkům je potřeba přidělit informaci pro jejich zobrazení na časové ose. Tyto informace mají podobu datové řady, nabývající hodnot 0, 1, 2, ... až celkový počet naměřených vzorků. S každou iterací se rozroste datová řada o jedno pole a vzorek v tomto poli se zvýší o hodnotu jedna oproti vzorku v předchozím poli. Toho je docíleno pomocí bloků Build Array, Feedback Node a Array Size. Blok Array Size změří velikost datové řady (jedná se o počet vykonaných iterací, počet aktuálně změřených vzorků) na výstupu bloku Feedback Node pomocí Built Array je tato hodnota zapsána do datové řady.



Na obrázku číslo 33 je zobrazena další část kódu, která je umístěna v totožném cyklu While a subdiagramu True struktury Case jako kód na obrázku číslo 32. Tato část programu má za úkol zobrazit Referenční křivku během měření a také zajistit její opětovné načítání v případě, že počet změřených vzorků převyší počet vzorků, ze kterých je složena Referenční křivka.

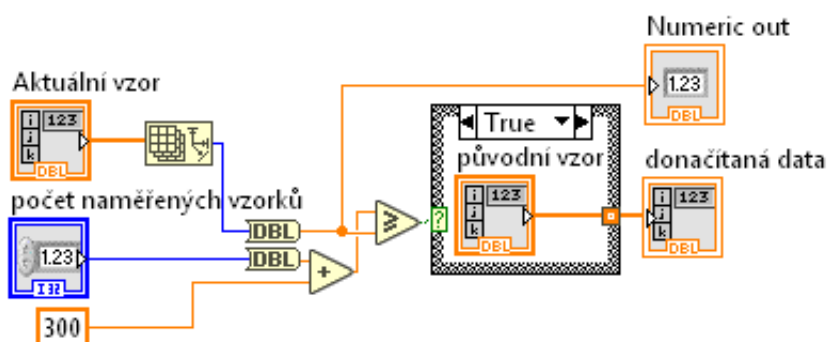
Z lokální proměnné Hrudník vzor jsou načítána data Referenční křivky a tato data jsou přivedena na oranžový inicializační terminál bloku Feedback Node, takto je nastavena inicializační hodnota pro první iteraci smyčky. Na vstup bloku Feedback Node je přiveden výstup z bloku Insert Into Array. Insert Into Array má za úkol přidat do datové řady další datovou řadu a to na místo určené indexem. Insert Into Array má tedy tři vstupy, první shora je datová řada, do které jsou data přidávány, druhý shora je index a na třetí vstup shora je přivedena přidávaná datová řada. Další částí tohoto programu je SubVI, které je zobrazeno na obrázku číslo 34.



Obrázek 33 Vytvoření datové řady pro zobrazení Referenční křivky

SubVI zobrazené na obrázku číslo 34 obsahuje tři vstupy a dva výstupy. První vstup nese označení Aktuální vzor a je zde připojen výstup z bloku Feedback Node popisovaný výše (obrázek číslo 33). Druhý vstup je označen jako počet naměřených vzorků a je zde přiváděna informace o počtu aktuálně naměřených vzorků. Třetí vstup se jmenuje původní vzor a je zde připojena lokální proměnná Hrudník vzor.

SubVI funguje takto: Pomocí bloku Array Size je zjišťován počet vzorků, ze kterých je složena Referenční křivka zobrazená v grafu. Tato hodnota je porovnávána s počtem aktuálně naměřených vzorků navýšenou o hodnotu 300. Jestliže počet naměřených vzorků plus 300 bude vyšší nebo roven počtu vzorků zobrazované Referenční křivky, proběhne subdiagram True struktury Case. Na výstupu SubVI označeném donačítaná data se uloží data z původně načtené Referenční křivky (lokální proměnná Hrudník vzor). Počet naměřených vzorků je navyšován o hodnotu 300, aby k načítání nových dat Referenční křivky došlo 300 vzorků (60 s) před popisovanou událostí. Na výstup Numeric out je uložena informace o celkovém počtu vzorků aktuálně zobrazované Referenční křivky.



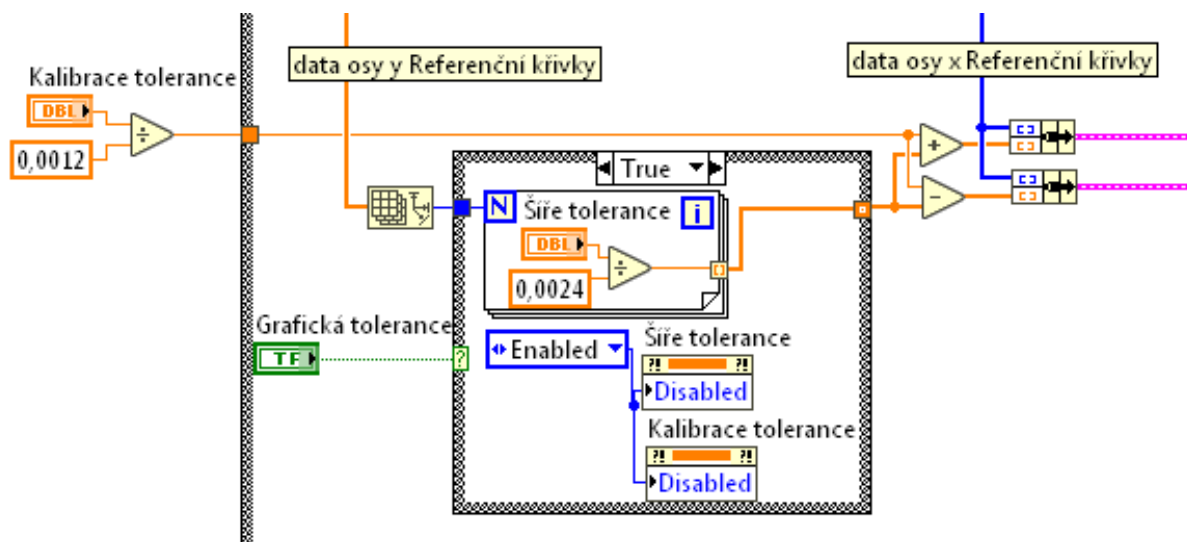
Obrázek 34 SubVI pro opakované načítání Referenční křivky

Při zpětném pohledu na obrázek číslo 33 lze pozorovat, že v okamžiku vykonání subdiagramu True popisovaného SubVI, blok Insert Into Array přidá přesně na konec datové řady aktuálně zobrazované Referenční křivky datovou řadu uloženou do lokální proměnné Hrudník vzor.

Datová řada pro osu x Referenční křivky je vytvářena programem pomocí bloků Array Size a cyklu For a jsou opakovaně načítána stejným způsobem jako data pro osu y. Na obrázku číslo 33 lze vidět, jakým způsobem je vytvářena datová řada na vstupu SubVI označeném původní vzor (třetí shora).

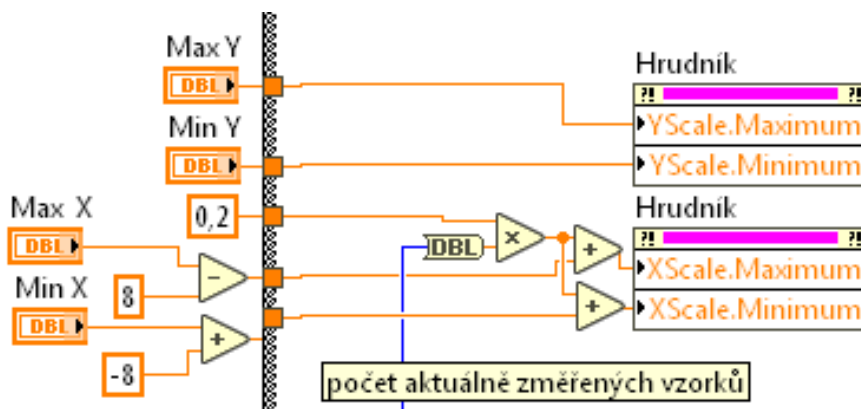
Opět je využit cyklus For, který vykoná počet iterací rovnající se počtu vzorků v Referenční křivce. Blokem Array Size je měřena velikost datové řady (pro osu x) aktuálně zobrazované Referenční křivky a tato hodnota je sčítána s hodnotou na výstupu iteračního terminálu cyklu For. Výstup z cyklu For je pak přiveden na vstup původní vzor zmiňovaného SubVI.

Kódové řešení zobrazení Grafické tolerance je znázorněno na obrázku číslo 35. Tato část kódu je umístěna ve stejném subdiagramu True struktury Case jako kód pro zobrazení všech ostatních křivek během měření. Struktura tohoto kódu byla popsána výše, při příležitosti popisu zobrazení Grafické tolerance v režimu přípravy na měření dat (obrázek číslo 26).



Obrázek 35 Fragment kódu pro zobrazení grafické tolerance v režimu měření dat

Programové řešení manuálního nastavování maximálních a minimálních hodnot zobrazovaných na osách grafu je vyobrazeno na obrázku číslo 36. Hodnoty se zapisují do bloků Property Node, které jsou propojeny s XY grafem. Hodnoty osy y jsou nastavovány přímo pomocí ovladačů. Plynulý posun osy x synchronizovaný s reálně měřenými daty je zajištěn tak, že je vynásoben počet aktuálně změřených vzorků číslem 0,2 (přepočet na časovou hodnotu) a k tomuto číslu je přičtena hodnota nastavená na ovladačích maxima a minima osy x. Výsledky jsou přivedeny na odpovídající vstupy.

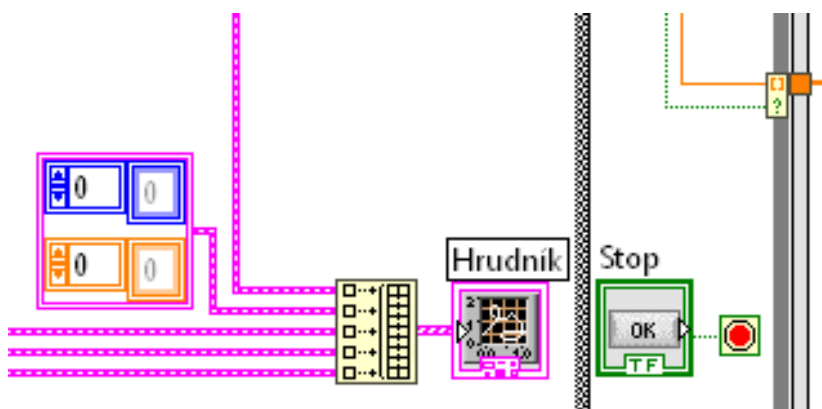


Obrázek 36 Programové nastavení rozsahu os x a y v grafu pro zobrazení měření

Na obrázku číslo 37 lze vidět, jakým způsobem jsou informace potřebné k zobrazení křivek přiváděny do bloku Built Array. V průběhu měření není potřeba Kalibrační křivku zobrazovat, proto je na její místo vstupu (druhý shora) přivedena nulová hodnota. Blok Build Array data vhodně uspořádá a informace na jeho výstupu jsou odesílány do bloku XY Graph Hrudník.

Pokud je stisknuto tlačítko Stop měření, je přivedena logická true hodnota na Conditional Terminal, což způsobí zastavení vykonávání cyklu While, který obklopuje většinu kódu zajišťující měření vzorků a zobrazení výstupů. Dojde tedy k zastavení měření.

Na obrázku číslo 37 rovněž lze vidět, že data Reálně měřené křivky jsou dále posílána k uložení. Výstup těchto dat z cyklu While je ovládán podmínkou. Tato podmínka je ovládána logickými hodnotami true nebo false, které se nacházejí na výstupu SubVI popisovaném na obrázku číslo 31.

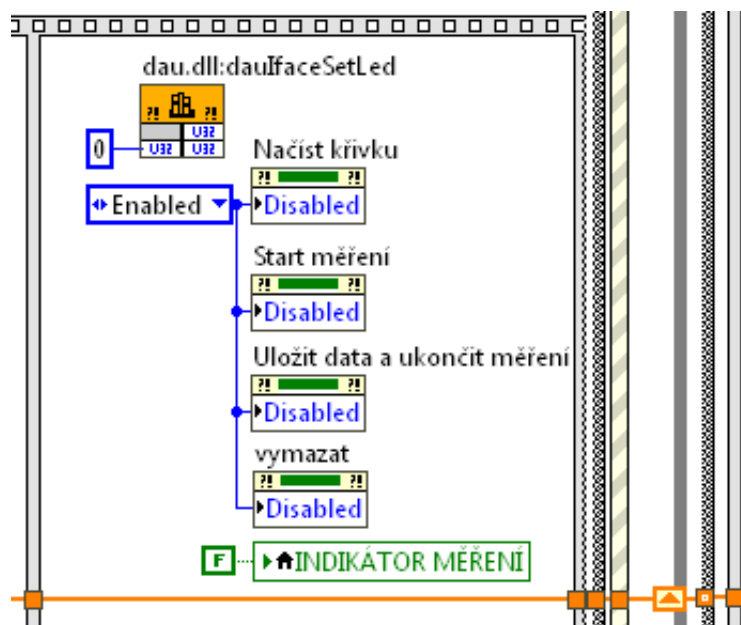


Obrázek 37 Fragment kódu pro zobrazení měřených dat a zastavení měření

Jak již bylo zmíněno výše, kód zajišťující měření a zobrazení výsledků je umístěn do struktury Flat Sequence. Na obrázku číslo 38 je zobrazen třetí a poslední subdiagram této struktury. Ten obsahuje volací funkci „dau.dll:dauIfaceSetLed“, která má za úkol zhasnout diodu umístěnou na DAU jednotce. Dále jsou zde zprovozněny ovladače, jejichž funkčnost byla během měření vypnuta. Do lokální proměnné Indikátor měření je uložena hodnota false, takže kontrolka měření umístěná na displeji nesvítí. Lze také vidět, že v tomto subdiagramu nejsou naměřená data nijak upravována.

Před samotným uložením musí data vystoupit z těchto struktur (popisováno zleva doprava):

- Struktura Case (popsána na obrázku číslo 28)
- Struktura Event (popsána na obrázcích číslo 18, 19 a 20)
- Posuvný registr cyklu While (popsán na obrázku číslo 16)
- Struktura Case (poposána na obrázku číslo 16)
- Subdiagram Vykonání programu hlavní Flat Sequence struktury (popsán na obrázku číslo 16)



Obrázek 38 Třetí subdiagram struktury Flat Sequence kódu pro měření dat

3.6.2.3 Uložení dat a ukončení programu

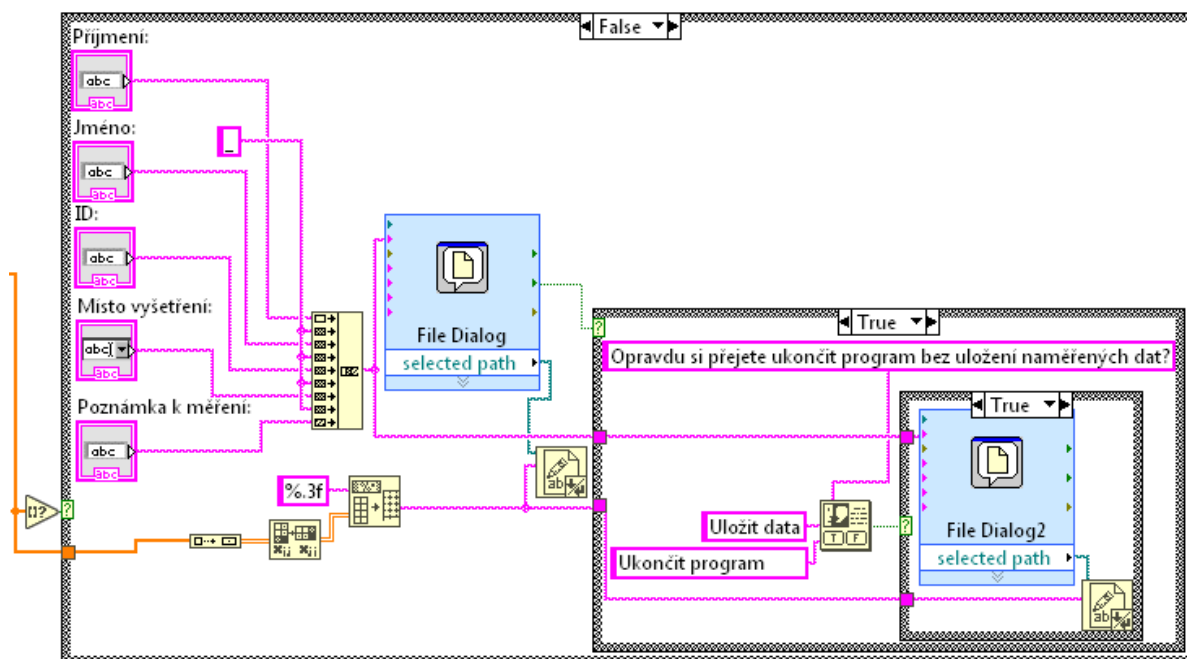
Třetí subdiagram hlavní struktury Flat Sequence je nazván Uložení dat a ukončení programu a je vykonán po stisknutí tlačítka Uložit data a ukončit měření.

Na obrázku číslo 39 lze vidět, jak je ukládání dat řešeno. Kód je umístěn do struktury Case, do které přicházejí data ze subdiagramu Vykonání programu. Data mají podobu 1D řady. Pro ovládání Case struktury je použit blok Empty Array?. Na jeho vstup přichází data, jestliže mají podobu prázdné řady blok Empty Array? na svém výstupu nastaví hodnotu True a naopak. Výstup tohoto bloku je připojen na Case selektor. Subdiagram True struktury Case neobsahuje žádný kód, pokud tedy nevstupují žádná data, nevykoná se ani akce týkající se ukládání dat. V opačném případě jsou data nejprve zřetěžena pomocí bloku Built Array do 2D řady, poté transponována blokem Transpose 2D Array a konvertována v bloku Array to Spreadsheet String. Takto upravená data jsou zapsána do textového souboru pomocí Write to Text File.

Název textového souboru, do kterého jsou ukládána data, se generuje z údajů vyplněných v patientském formuláři. Bloky Příjmení:, Jméno:, ID:, Místo vyšetření: a Poznámka k měření: načítají text vyplněný v příslušných polích a vstupují do bloku Concatenate Strings. Na výstupu je pak generován text v podobě příjmení_jméno_ID_místo vyšetření_poznámka k měření, který slouží k pojmenování textového souboru. To je provedeno pomocí bloku File Dialog.

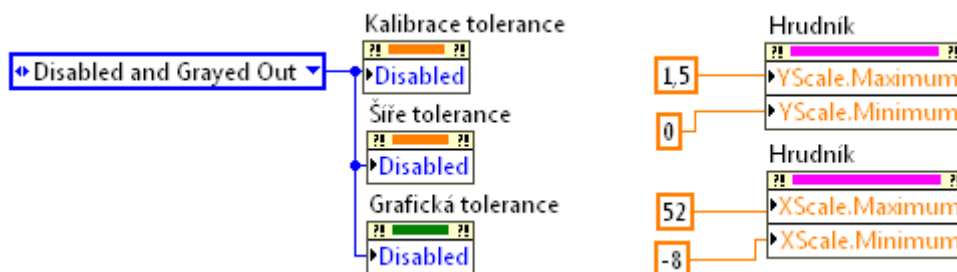
Další část kódu se provede, pokud obsluha programu neuloží data, ale pokusí se stornovat uložení. Problém je řešen pomocí Case struktury, jejíž subdiagram False je prázdný. Subdiagram True se vykoná tehdy, když se na výstupu cancelled bloku File Dialog objeví true hodnota (stornování okna pro uložení dat). Program zobrazí vyskakovací okno s otázkou, zda si obsluha přeje ukončit program bez uložení dat a nabídne možnost program ukončit nebo data uložit. Po stisknutí tlačítka Uložit data

se vykoná subdiagram True Case struktury, který obsahuje File Dialog2 a blok Write to Text File, toto zapojení zobrazí nové okno pro uložení textového souboru.



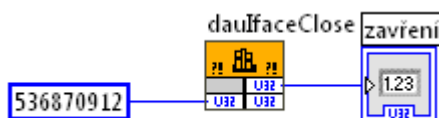
Obrázek 39 Ukládání naměřených dat

Subdiagram Uložení dat a ukončení programu dále obsahuje kód pro vypnutí funkce ovladačů Kalibrace tolerance, Šíře tolerance a tlačítka Grafická tolerance a pro nastavení maximálních a minimálních hodnot na osách grafu (obrázek číslo 40)



Obrázek 40 Vypnutí funkčnosti a zašednutí ovladačů, nastavení rozsahů os XY grafu

Vypnutí programu je zajištěno pomocí volací funkce „dauIfaceClose“.



Obrázek 41 Ukončení programu

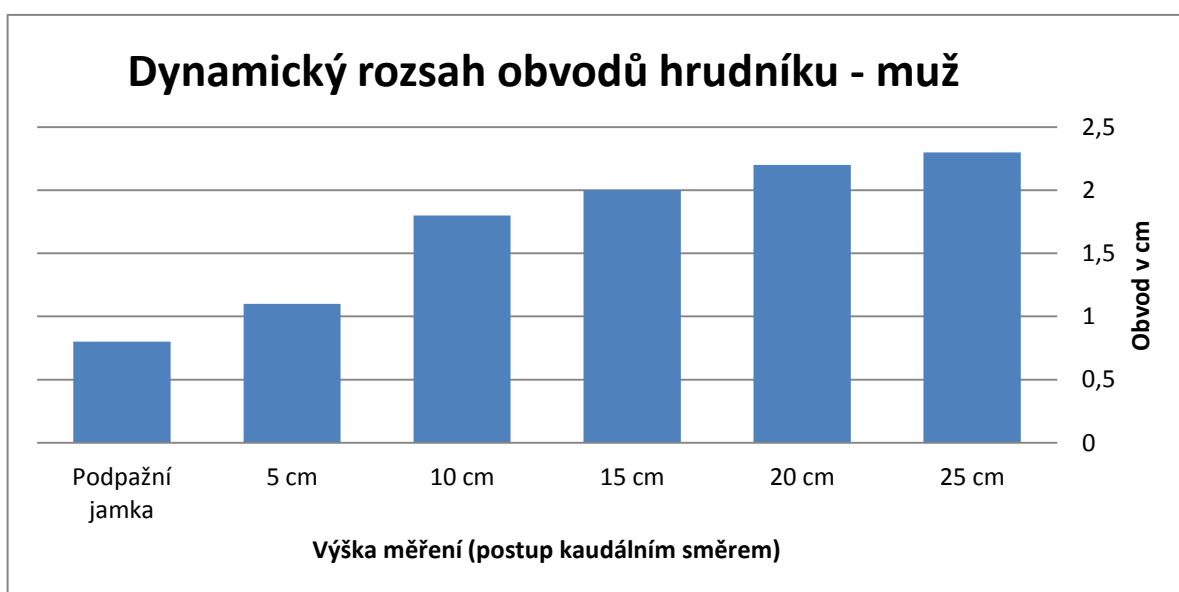
3.7 Provedení reálných měření a testů

3.7.1 Metodika měření

Jak již bylo zmíněno výše, stereotaktická radioterapie vyžaduje velice přesné polohování pacienta, což umožňuje následnou přesnou lokalizaci a ozařování nádorového ložiska. Logickým předpokladem pro použití přístroje pro monitoring dechové křivky je schopnost zopakovat dvě a více po sobě jdoucích měření na stejném pacientovi. V praxi to znamená, že poté co je na plánovacím CT u pacienta naměřena referenční křivka a přístroj je z pacienta sejmuto, je pak před samotným ozařováním nutné na pacienta měřicí pás připevnit stejným způsobem. Připevnit pás na pacienta stejným způsobem jako u referenčního měření znamená zvolit odpovídající místo upevnění pásu a také odpovídající utažení.

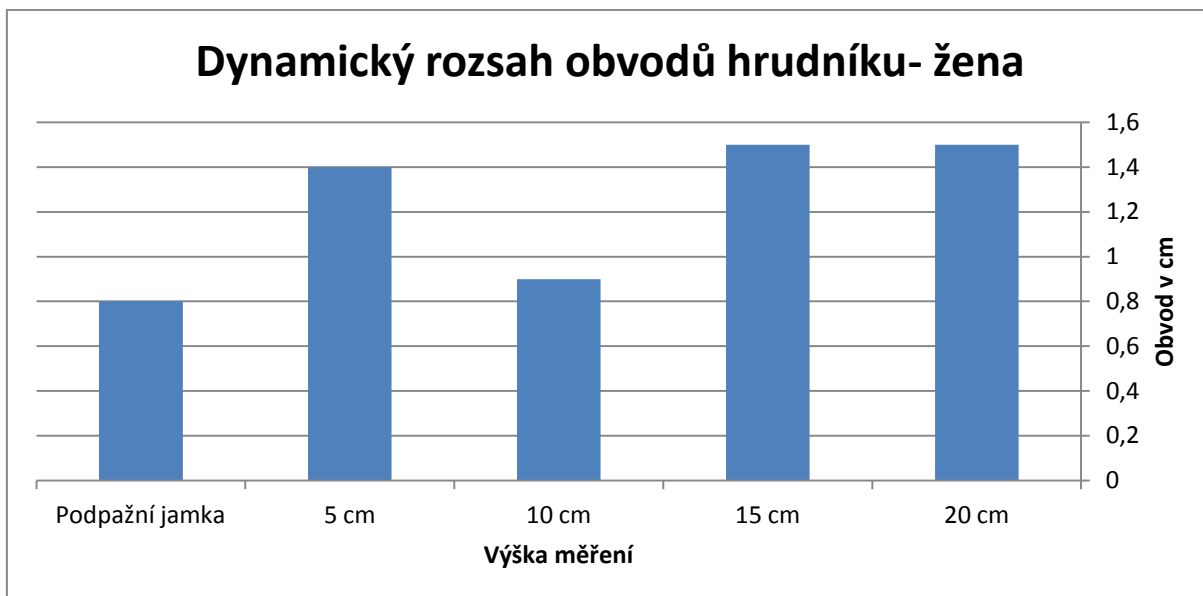
Provedl jsem testovací měření obvodů hrudníku v krajních polohách klidového dechového cyklu. Obvod hrudníku byl měřen v transversálních rovinách. První měření bylo provedeno v úrovni podpažní jamky a poté se měření realizovalo každých 5 cm kaudálním směrem. V každé úrovni bylo provedeno měření obvodu hrudníku v klidovém výdechu a poté v klidovém nádechu. Dynamický rozsah obvodu hrudníku v jednotlivých se rovná rozdílu hodnoty naměřené v klidovém nádechu a hodnoty naměřené v klidovém výdechu. Měření bylo provedeno na muži a ženě pro porovnání rozdílů mezi pohlavími.

Dynamické rozsahy obvodů hrudníků muže i ženy lze vidět na obrázcích číslo 42 a 43. Díky měření bylo zjištěno, že kaudálním směrem dynamický rozsah obvodu hrudníku klesá u muže.



Obrázek 42 Dynamický rozsah obvodů hrudníku - muž

U ženy byl tento klesající trend narušen 10 cm pod úroveň podpažní jamky. Pás byl v této úrovni upevněn přes prsa figurantky. Měkké tkáně způsobily zkreslení měření tím, že utlumily rozpínání hrudníku při nádechu. Toto je pro účely měření přístrojem nežádoucí jev, a proto je v metodice měření důležité zdůraznit, že měřicí pás není vhodné připevňovat v oblastech prsů nebo obecně v místech s vysokým výskytem měkkých tkání.



Obrázek 43 Dynamický rozsah obvodů hrudníku - žena

Díky tomuto měření bylo zjištěno, že délka dráhy jezdce potenciometru je dostačující. Posunutím místa upevnění měřicího pásu kraniálním směrem lze vyřešit extrémní situace, ve kterých by délka dráhy jezdce potenciometru přece jen nebyla dostatečná.

Samotné upevnění pásu musí být provedeno tímto způsobem:

Vyzveme pacienta ke klidovému výdechu a zadržení dechu v této pozici. Následně provedeme utažení měřicího pásu ve zvolené úrovni tak, aby byla viditelná kalibrační ryska na bowdenu. Tímto je zajištěno mírné napnutí gumy i ve výdechu. Do poznámky zaznamenáme místo upnutí pásu na pacientově těle a také hodnotu míry utažení pásu, kterou lze vyčíst z měřidla umístěného přímo na pásu. Upínání pásu před ozařováním provádíme stejným způsobem a dodržujeme místo upnutí pásu i míru utažení. Obsluze rovněž vypomáhá kalibrační křivka, která je znázorněná na displeji. Tu je třeba nastavit na úroveň klidového výdechu referenční křivky.

3.7.2 Opakovatelnost měření

Metodika měření byla podrobena testu opakovatelnosti měření. Nejprve byla u figuranta naměřena referenční křivka (vyšetření při zadrženém dechu ve výdechu). Po naměření dat, byl měřicí pás figurantovi sundán a následně znovu nasazen dle předepsané metodiky. Poté bylo simulováno ozařování, během kterého byl figurant vyzván, aby dýchal dle vzorové křivky (Visual Coaching). Po skončení měření a uložení dat byl měřicí pás opět z figuranta sejmут a následovala další simulace ozařování za pomoci Visual Coachingu. Celkem bylo provedeno 5 měření a mezi každým měřením bylo nutné pás na figuranta opakovaně nasadit dle zmiňované metodiky.

Za účelem vyhodnocení naměřených dat byla u jednotlivých měření vypočítána střední kvadratická chyba neboli průměr čtverců reziduí. Střední kvadratická chyba se vypočítá takto:

$$M. S. E. = \frac{\sum_{t=1}^n (y_t - Y_t)^2}{n} \quad (22), (Lischmannová, 2010, str. 12.)$$

Kde: M.S.E. je střední kvadratická chyba

n je počet reziduí

y_t jsou vzorky referenční křivky

Y_t jsou vzorky křivky měřené během simulace ozařování

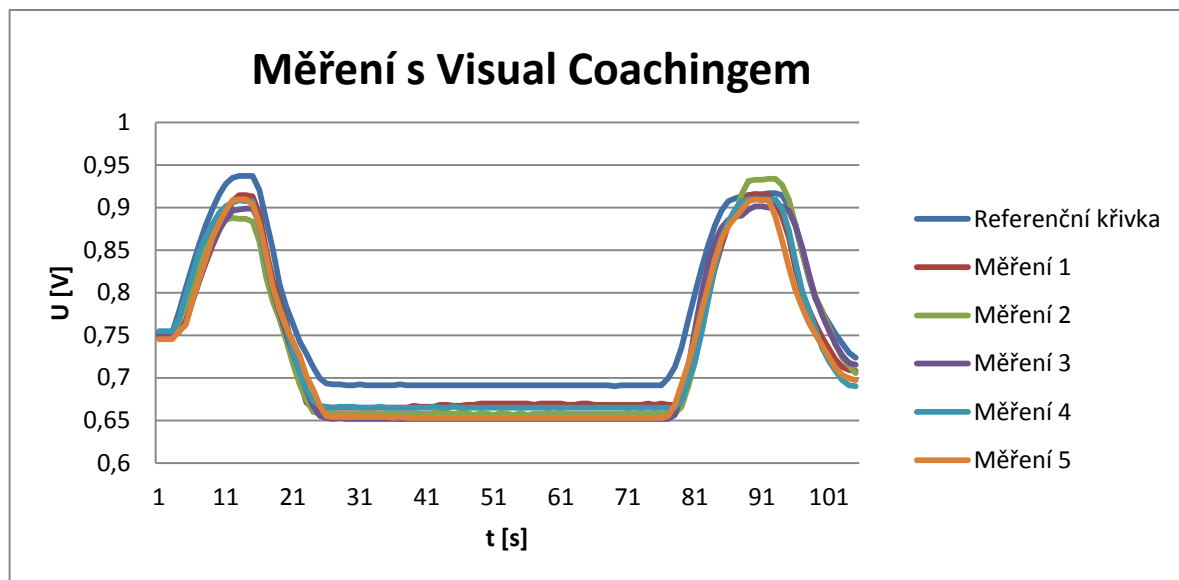
V ideálním případě, kdy odpovídající si vzorky referenční křivky a křivky ze simulace ozařování nabývají stejných hodnot, se M.S.E. rovná 0. Čím vyšší bude vypočítaná hodnota M.S.E., tím vyšší odchylky bude možné pozorovat mezi oběma porovnávanými křivkami.

Tabulka číslo 3 zobrazuje souhrnnou statistiku pro M.S.E. vypočítané mezi referenční křivkou jednotlivými měřeními, při kterých bylo využito Visual Coachingu

Tabulka 3 Souhrnná statistika pro měření s použitím Visual Coachingu

Počet měření	5
Aritmetický průměr M.S.E. [V^2]	0,0012
Medián M.S.E. [V^2]	0,0013
Směrodatná odchylka M.S.E. [V^2]	0,0002
Variační koeficient M.S.E. [%]	15,89
Minimum M.S.E. [V^2]	0,0010
Maximum M.S.E. [V^2]	0,0015
Variační šíře M.S.E. [V^2]	0,0005

Obrázek číslo 44 zobrazuje průběh referenční křivky a následně realizovaných 5 měření, při kterých bylo využito Visual Coachingu.



Obrázek 44 Test opakovatelnosti – data naměřená pomocí Visual Coachingu

Pro možnost porovnání bylo provedeno testování na figurantovi, který ale neměl možnost kontrolovat své dýchání za pomoci Visual Coachingu. Figurant měl na těle připevněn měřicí pás, pro zaznamenání

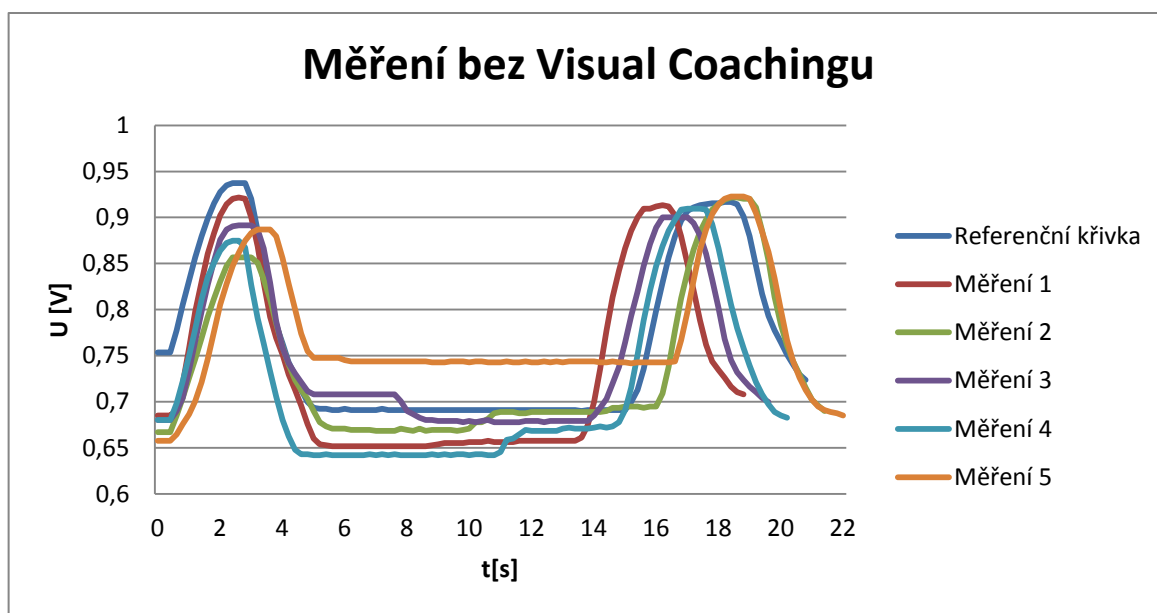
dechové aktivity, ale dýchání řídil pouze dle pokynů obsluhy. Bylo provedeno rovněž jedno referenční měření a 5 měření simulující podmínky při ozařování. Střední kvadratická chyba byla vypočtena stejným způsobem, jako je uvedeno výše.

Tabulka číslo 4 zobrazuje souhrnnou statistiku pro M.S.E. vypočítanou mezi referenční křivkou a jednotlivými měřeními, při kterých nebylo použito Visual Coachingu.

Tabulka 4 Souhrnná statistika pro měření bez použití Visual Coachingu

Počet měření	5
Aritmetický průměr M.S.E. [V^2]	0,0040
Medián M.S.E. [V^2]	0,0036
Směrodatná odchylka M.S.E. [V^2]	0,0014
Variační koeficient M.S.E. [%]	34,23
Minimum M.S.E. [V^2]	0,0021
Maximum M.S.E. [V^2]	0,0063
Variační šíře M.S.E. [V^2]	0,0042

Obrázek číslo 45 zobrazuje průběh referenční křivky a následně realizovaných 5 měření, při kterých nebylo využito Visual Coachingu.



Obrázek 45 Test opakovatelnosti – data naměřená bez Visual Coachingu

3.8 Spolupráce s Fakultní nemocnicí Ostrava

Spolupráce a odborné konzultace s pracovištěm CyberKnife Fakultní nemocnice v Ostravě, konkrétně s panem Ing. Lukášem Knybelem, umožnily zdokonalit přístroj po hardwarové i softwarové stránce tak, aby vše odpovídalo požadavkům klinické praxe. Ve fakultní nemocnici proběhlo rovněž testování přístroje na fantomu i na pacientech. Takto sesbíraná data následně posloužila ke statistickému vyhodnocení a stanovení závěrů. Ve spolupráci s FNO se podařilo uskutečnit více než 120 měření zahrnující testy na fantomu, figurantech, ale i pacientech.

Testovací měření, která byla prováděna ve spolupráci s FNO, lze dle jejich účelu dělit do tří kategorií. V první řadě se jednalo o testy zaměřené na praktickou funkčnost přístroje. V této fázi vývoje byly na přístroji navrženy a realizovány hardwarové i softwarové změny, které vycházely z požadavků klinické praxe.

Druhou kategorií jsou testy zaměřené na metodu Visual Coaching. Zde bylo hlavním úkolem naměřit dostatečný počet dat, která by umožnila porovnání měření provedených s využitím Visual Coachingu a bez něj.

Třetí kategorie zahrnuje porovnání vyvíjeného přístroje s přístrojem RPM společnosti Varian. Cílem bylo provést srovnání komerčně prodáváného a v klinické praxi ověřeného přístroje s mým měřicím zařízením.

3.9 Analýza dat z FNO

Za účelem vyhodnocení naměřených dat bylo použito tabulkového procesoru Microsoft Excel 2007 a také statistický software Statgraphics Centurion XVII.

3.9.1 Vylepšení aplikovaná na základě testování přístroje ve FNO

V této kapitole je uveden stručný seznam vylepšení aplikovaných na základě testů provedených na pracovišti Cyber Knife.

Hardwarová vylepšení:

- Na měřicí pás byly vyznačeny značky, které usnadňují obsluhu připnutí pásu na tělo pacienta ve stejné poloze, jako při referenčním měření.
- Systém snadné a rychlé výměny gumy měřicího pásu, která je uchycena pomocí blokovacího hranolku.

Softwarová vylepšení:

- Přidán ovladač Kalibrace měření
- Přidán formulář pro patientské údaje
- Patientské údaje jsou ukládány do názvu souboru, který obsahuje data z měření
- Patientské údaje jsou načítány z názvu souboru, který obsahuje data z měření
- Přidána funkce Grafická tolerance a její ovladače

- Přidány ovladače pro nastavení rozmezí osy x a osy y v grafu pro zobrazování měřených křivek
- Přecházení mezi poli patientského formuláře pomocí klávesy Tab
- Funkce cyklického spuštění programu
- Zobrazení Kalibrační křivky
- Implementace ověřovacího dotazu na ukončení programu bez předchozího uložení naměřených dat

3.9.2 Testování Visual Coachingu

Testování Visual Coachingu probíhalo ve spolupráci s FNO. V rámci testování byla metoda Visual Coachingu začleněna do procesu stereotaktické radioterapie, kde posloužila ke kontrole a řízení dechového cyklu pacienta. Podstatou bylo naměření referenčních křivek během simulovaných plánovacích CT vyšetření, při kterých byli pacienti vyzváni k 10 s zadržení dechové aktivity. Měřené referenční křivky jsou dvojího typu, a sice křivky zobrazující zadržení dechu po pokynu: „Nadechnout, vydechnout a nedýchat“ (zkráceně výdrž ve výdechu) a křivky zadržení dechu po pokynu: „Vydechnout, nadechnout a nedýchat“ (zkráceně výdrž v nádechu).

Takto naměřené křivky následně posloužily pacientům jako vzor, podle kterého měli za úkol řídit svou dechovou aktivitu během simulovaného ozařování (Visual Coaching).

Pro účely následného vyhodnocení výsledků bylo rovněž u každého z pacientů provedeno měření dechových křivek výdrže 10 s v nádechu i výdechu bez použití Visual Coachingu. Pacienti se v tomto případě řídili pouze slovními pokyny personálu.

Celkem bylo tedy realizováno 120 měření na 20 pacientech. U každého pacienta bylo provedeno těchto 6 měření:

- Referenční dechová křivka 10 s výdrže v nádechu (simulace plánovacího CT)
- Měření dechové křivky 10 s výdrže v nádechu s Visual Coachingem (simulace ozařování)
- Měření dechové křivky 10 s výdrže v nádechu bez Visual Coachingu (simulace ozařování)
- Referenční dechová křivka 10 s výdrže ve výdechu (simulace plánovacího CT)
- Měření dechové křivky 10 s výdrže ve výdechu s Visual Coachingem (simulace ozařování)
- Měření dechové křivky 10 s výdrže ve výdechu bez Visual Coachingu (simulace ozařování)

Za účelem vyhodnocení a porovnání měřených dat byla vypočtena střední kvadratická chyba (M.S.E.) mezi odpovídajícími si dechovými křivkami. Pro hledání významných statistických rozdílů mezi měřeními realizovanými s pomocí Visual Coachingu (40 měření) a bez něj (40 měření) byl připraven statistický soubor vypočtených středních kvadratických chyb o celkovém počtu 80 vzorků.

Tabulka číslo 5 zobrazuje souhrnnou statistiku M.S.E. pro testování Visual Coachingu.

Tabulka 5 Souhrnná statistika M.S.E. pro testování Visual Coachingu

	Vyšetření provedené s Visual Coachingem	Vyšetření provedené bez Visual Coachingu
Počet měření	40	40
Aritmetický průměr M.S.E. [V^2]	0,0013	0,0044
Medián M.S.E. [V^2]	0,0010	0,0040
Směrodatná odchylka M.S.E. [V^2]	0,0010	0,0021
Variační koeficient M.S.E. [%]	76,33	47,39
Minimum M.S.E. [V^2]	0,0000	0,0010
Maximum M.S.E. [V^2]	0,0050	0,0080
Variační rozsah M.S.E. [V^2]	0,0050	0,0070

Test normality dat:

Nulová hypotéza: Data vycházejí z normálního rozdělení

Alternativní hypotéza: Data nepocházejí z normálního rozdělení

Tabulka 6 Test normality (Visual Coaching)

test normality (Shapiro-Wilkův test)	p-hodnota
Data M.S.E. měření s Visual Coachingem	p-hodnota < 0,001
Data M.S.E. měření bez Visual Coachingu	p-hodnota = 0,007

Na základě vypočítaných p-hodnot lze tvrdit:

Na hladině významnosti 95 % zamítám nulovou hypotézu a přijímám alternativní hypotézu: Data středních kvadratických chyb měření s visual Coachingem nepocházejí z normálního rozdělení.

Na hladině významnosti 95 % přijímám nulovou hypotézu a zamítám alternativní hypotézu: Data středních kvadratických chyb měření bez visual Coachingem pocházejí z normálního rozdělení.

Protože se v souboru vyskytují data, která nepocházejí z normálního rozdělení, k následnému statistickému porovnání použitých měřících metod byl použit znaménkový test. Jedná se o test sloužící k vyhodnocení párových dat

Znaménkový test:

Nulová hypotéza: Medián rozdílů M.S.E. měření s Visual Coachingem a M.S.E. bez Visual Coachingu se rovná 0

Alternativní hypotéza: Medián rozdílů M.S.E. měření s Visual Coachingem a M.S.E. bez Visual Coachingu se nerovná 0

P-hodnota < 0,001

Zamítám nulovou hypotézu a přijímám alternativní hypotézu,

Na hladině významnosti 95 % lze tvrdit, že mezi středními kvadratickými chybami z měření využívající Visual Coaching a mezi středními kvadratickými chybami z měření, ve kterých nebylo použito Visual Coachingu existuje významný statistický rozdíl.

3.9.3 Dechmetr vs. Real-Time Position Management společnosti Varian Medical Systems, Inc.

Real-Time Position Management (zkráceně RPM) společnosti Varian Medical Systems, Inc. je technologií umožňující korelování pozice nádorového ložiska v závislosti na dechové aktivitě pacienta. Pacientovi je umístěn drobný kvádr s odrazivými plochami do oblasti sternu. Kvádr je vlivem dýchacích pohybů zvedán a snášen směrem dolů. Pohyb je monitorován infra kamerou umístěnou v místnosti. Tato kamera je vybavena LED diodami, které emitují infračervené záření do snímaného pole. Odrazivé plochy umístěné na snímacím kvádru toto záření reflektují a objektiv kamery tak snímá odražené infračervené záření. Software pak používá tento signál k analýze pohybů kvádru, který koresponduje s pohybem hrudníku.

Pro účely porovnání obou měřících zařízení bylo provedeno testovací měření na fantomu ve FNO. Obě technologie byly použity současně, kdy celková délka simulace dýchání činila 90 s. V první minutě měření byla simulována standardní dechová aktivita o frekvenci 10 dechů za minutu. V další části testu byla simulována 10 s zadržení dechu v nádechu s následným vydechnutím a pokračováním v klidové dechové aktivitě.

RPM pracuje na vzorkovací frekvenci 25 Hz a Dechmetr na 5 Hz. Aby bylo možné naměřená data porovnat, v souboru dat z měření na RPM byl vypočítán medián z každých 5 za sebou jdoucích vzorků. Celkový počet RPM dat se tak pětinašobně snížil a vyrovnal se celkovému počtu vzorků naměřených Dechmetrem.

Podařilo se tedy získat dvě křivky zobrazující dechovou aktivitu simulovanou na fantomu. Technologie RPM je klinicky ověřená a v praxi využívaná metoda. Cílem tohoto testu bylo tedy zjistit, do jaké míry budou data naměřená pomocí Dechmetru korelovat s daty RPM. Za tímto účelem byla vypracována korelační analýza dat.

Tabulka číslo 6 zobrazuje souhrnnou statistiku pro měření s Dechmetrem a RPM.

Tabulka 7 Souhrnná statistika: Dechmetr vs. RPM

	Dechmetr	RPM
počet vzorků	450	450
Aritmetický průměr	0,937 V	5,73cm
Medián	0,941 V	5,67 cm
Směrodatná odchylka	0,096 V	0,51 cm
Variační koeficient [%]	10,00	8,85
Minimum	0,742 V	5,09 cm
Maximum	1,103 V	6,76 cm
Variační rozsah	0,361 V	1,67 cm

Test normality dat:

Nulová hypotéza: Data vycházejí z normálního rozdělení

Alternativní hypotéza: Data nepocházejí z normálního rozdělení

Tabulka 8 Testování normality dat RPM vs. Dechmetr

test normality (Shapiro-Wilkův test)	p-hodnota
Data pocházející z měření pomocí Dechmetru	p-hodnota < 0,001
Data pocházející z měření pomocí RPM	p-hodnota < 0,001

Na základě vypočítaných p-hodnot lze tvrdit:

Na hladině významnosti 95 % zamítám nulovou hypotézu a přijímám alternativní hypotézu: Data naměřená pomocí Dechmetru i data naměřená pomocí RPM nepocházejí z normálního rozdělení.

Protože data nepocházejí z normálního rozdělení, je nutné pro korelační analýzu použít výpočet Spearmanova korelačního koeficientu.

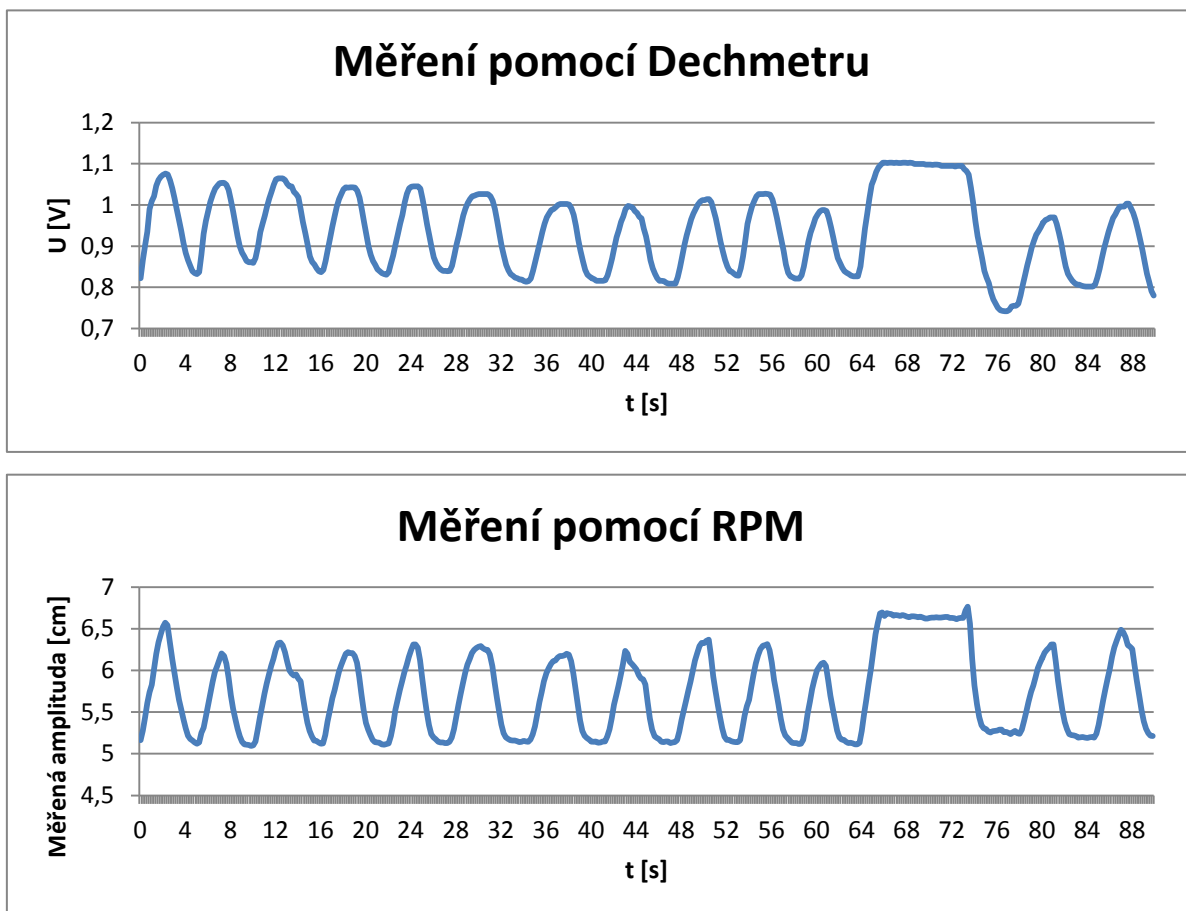
Spearmanův korelační koeficient = 0,918

P-hodnota < 0,001

P-hodnota nižší než 0,05 indikují statisticky významnou nenulovou korelaci na hladině významnosti 95 %

Na hladině významnosti 95% lze tvrdit, že mezi daty naměřenými pomocí Dechmetru a daty naměřenými na RPM je 92% lineární závislost.

Na obrázku číslo 46 lze vidět srovnání obou naměřených křivek.



Obrázek 46 Vizuální porovnání dat naměřených pomocí Dechmetru a RPM

3.9.4 Aplikace Visual Coachingu a jeho vliv na léčbu

Realizace studie, která by objektivně hodnotila a v ideálním případě potvrdila pozitivní vliv použití přístroje při radioterapii, je časově náročná a přesahuje zadání diplomové práce. Proto bude v následujícím textu pouze teoreticky rozebráno, jaké parametry by bylo vhodné v takové studii hodnotit.

Mezi tyto sledované parametry jsem zařadil analýzu přežití pacientů, hodnocení odpovědi nádoru na léčbu a výskyt akutních i dlouhodobých nežádoucích účinků po radioterapii.

Pacienti po prodělané radioterapii podstupují kontrolní vyšetření po 1 měsíci a poté se tato vyšetření opakují ve 3 měsíčních intervalech. Součástí těchto kontrol jsou klinická a laboratorní vyšetření (kontrolní CT snímkování a další diagnostické metody). Data z těchto vyšetření by sloužila k realizaci popisované studie, ve které by data byla analyzována a vyhodnocena.

3.9.4.1 Hodnocení odpovědi nádoru na léčbu

RECIST (Response Evaluation Criteria in Solid Tumors) kritéria slouží k hodnocení odpovědi nádoru na léčbu, které je nedílnou součástí stanovení účinnosti léčby v klinické praxi. RECIST kritéria

jsou postavena na jednorozměrném měření nádorových ložisek v nejdelším rozměru. Tato kritéria pracují s pojmy Cílové léze a Ne-cílové léze. [23]

Cílové léze jsou definovány jako měřitelné léze v jednom nejdelším rozměru a to ≥ 20 mm při použití konvenčních zobrazovacích technik (konvenční CT, RTG, MRI, PET) nebo ≥ 10 mm při použití spirálního CT.

Ne-cílové léze jsou definovány jako všechny ostatní léze < 20 mm při konvenčním zobrazení nebo < 10 mm při použití spirálního CT. [30]

Tabulka číslo 9 zobrazuje hodnocení odpovědi nádoru na léčbu dle RECIST kritérií.

Tabulka 9 RECIST kritéria (Demlová, 2005, str. 249.) [23]

Cílové léze		
Kompletní remise (odpověď)	CR	Vymizení všech cílových lézí
Parciální remise (odpověď)	PR	Minimálně 30% pokles součtu nejdelších průměrů ve srovnání s úvodním měřením
Progrese	PD	Minimálně 20% nárůst součtu nejdelších průměrů nebo objevení se 1 či více nových lézí
Stabilizace onemocnění	SD	Nesplnění kritérií pro PD, PR nebo CR

Ne-cílové léze		
Kompletní remise (odpověď)	CR	Vymizení všech ne-cílových lézí a normalizace nádorových markerů
Nekompletní remise/stabilizace	Non-CR/SD	Přetrvání jedné nebo více ne-cílových lézí a/nebo přetrvání hladin nádorových markerů nad normu
Progrese	PD	Jednoznačná progrese existujících necílových lézí nebo objevení se 1 či více nových lézí

Tabulka číslo 10 zobrazuje, jakým způsobem pak vzniká celková odpověď hodnocení odpovědi nádoru na léčbu. Lze vidět, že kromě Cílové a Ne-cílové léze je sledováno, zda se vytvořily nové léze.

Tabulka 10 Celková terapeutická odpověď (Demlová, 2005, str. 249.) [23]

Cílové léze	Ne-cílové léze	Nové léze	Celková odpověď
CR	CR	Ne	CR
CR	non-CR/SD	Ne	PR
PR	non-PD	Ne	PR
SD	non-PD	Ne	SD
SD	jakákoliv odpověď	Ano nebo Ne	PD
jakákoliv odpověď		Ano nebo Ne	PD
jakákoliv odpověď	jakákoliv odpověď	Ano	PD

Tímto způsobem lze analyzovat a hodnotit odpověď nádoru na léčbu, které je nedílnou součástí vyhodnocování účinnosti léčby. Tato metoda je využívána nejen v onkologických studiích, ale i v klinické praxi.

3.9.4.2 Toxicita radioterapie

Toxicitu radioterapie lze popsat jako nežádoucí účinky radioterapie na zdravé tkáně. Jedná se o limitující faktor tohoto druhu léčby, proto je důležité usilovat o její redukci. Toho lze docílit zpřesněním určení cílového objemu a zpřesněním ozáření cílového objemu.

Toxicitu radioterapie ovlivňuje celková dávka, frakcionace, velikosti cílových objemů a radiosenzitivita rizikových orgánů. Například pozdní změny jsou citlivé na výši jednotlivé frakce a akutní změny jsou především ovlivňovány délkou trvání radioterapie a jsou vyšší u hyperfrakcionačních režimů. Intenzitu nežádoucích účinků ovlivňuje i velikost ozáření zdravé tkáně. Navíc tolerance zdravých tkání na ozařování se liší v závislosti na jejím charakteru, hierarchii a funkční rezervě. Plicní tkáň je například možno ozářit v malém objemu zdravé tkáně o vysoké dávce. Ozáření velkého objemu plicní tkáně (třeba i malou dávkou) může vést k závažným nežádoucím účinkům. Proto jsou při ozařování aplikovány dávkové limity pro kritické orgány, které nelze překročit. [24]

Toxicita může být akutní nebo pozdní. Akutní toxicita zahrnuje změny, které vzniknou v souvislosti s radioterapií do 90 dnů od začátku ozařování. Pozdní toxicitu lze pozorovat od 91. dne po ozařování. [24]

Respirační pohyb představuje velký problém při radioterapii plicních nádorů. V těchto případech je nutné ozařovat nejen nádor, ale i celou oblast, ve které se ložisko pohybuje v rámci dechového cyklu. Dochází tak ke zvýšení ozáření objemu zdravé plicí, a proto je nutné snížit dávku záření. Snahou je tedy zdokonalit přesnost ozařování, což povede ke snížení PTV. Menší ozařovaný objem bude mít za následek snížení radiační toxicity a přesně cílené ozařování umožní aplikaci vyšších dávek záření. V konečném důsledku lze takto docílit zvýšení lokální kontroly nádorového ložiska a snížení incidence nežádoucích účinků radioterapie. [24]

Pro sledování akutní toxicity lze použít 6 stupňovou škálu EORTC/RTOG. Jedná se o metodu, díky které lze hodnotit jak akutní, tak i pozdní toxicitu. Toxicita se hodnotí u jednotlivých rizikových orgánů (struktur) v závislosti na ozařované lokalitě. Takto vypadají hodnotící kritéria pro stanovení akutní a pozdní toxicity plic:

Hodnotící škála pro akutní toxicita plic: [25]

- 0 Bez příznaků
- 1 Suchý kašel, námahová dušnost
- 2 Přetrvávající kašel vyžadující medikaci (antitusika), dušnost po minimální námaze
- 3 Těžký kašel (pacient nereaguje na medikaci), klidová dušnost, akutní pneumonitida (radiační), intermitentní oxygenace a medikace steroidy
- 4 Závažná respirační insuficience, kontinuální oxygenace nebo asistovaná ventilace
- 5 Smrt vlivem účinků ozáření

Hodnoticí škála pro pozdní toxicitu plic: [25]

- 0 Bez příznaků
- 1 Suchý kašel, nepatrné radiografické nálezy
- 2 Kašel, plicní fibróza, pneumonitida, zvýšená teplota, různorodé radiografické nálezy
- 3 Rozvinutá plicní fibróza
- 4 Závažná respirační insuficience, ventilační podpora
- 5 Smrt vlivem účinků ozáření

Data jsou zaznamenávána do nemocničního informačního systému pomocí předdefinovaných tabulek (uživatelské rozhraní sloužící k hodnocení radiotoxicity lze vidět na obrázku číslo 47). Nemocniční informační systém pak data umožňuje exportovat do excelové tabulky. Výhodou je, že díky propojení s nemocničním informačním systémem lze následně dohledat informace o pacientovi i samotném ozařování (diagnóza, celková aplikovaná dávka, pořadí frakce, datum ozařování, atd.) [24]

tkáň, orgán	G	popis
Kůže	?	
Sliznice	?	
Oči	?	
Uši	?	
Slinné žlázy	?	
Hltan a jícen	?	
Hrtan	?	
Horní GIT	?	
Dolní GIT včetně pánve	?	
Plíce	?	
Močopohlavní systém	?	
Srdce	?	
CNS	?	
Leukocytopenie (X 1000)	?	
Trombocytopenie (X 1000)	?	
Neutropenie	?	
Anémie (GM %)	?	
Hematokrit (%)	?	

0 Beze změn

1 mírná dysfagie či odynofagie; může vyžadovat lokální anestetika či analgetika;

2 střední dysfagie či odynofagie; může vyžadovat narkotická analgetika; může vyžadovat NG sondu

3 těžká dysfagie/odynofagie s dehydratací či úbytkem váhy >15% vyžadující NG sondu

4 kompletní obstrukce, ulcerace, perforace, fistula

Obrázek 47 Tabulky pro hodnocení akutní toxicity [26]

(http://www.linkos.cz/files/abstrakta/2010BOD_071_001.jpg)

Výsledky hodnocení jsou obvykle zpracovány pomocí grafů, které zobrazují vývoj radiotoxicity pro jednotlivé rizikové orgány v čase nebo mohou ukazovat celkový přehled nežádoucích účinků ozařování dle sledovaných rizikových struktur. [24]

3.9.4.3 Analýza přežití

Analýza přežití, neboli hodnocení času do výskytu sledované události. Data o přežití obsahují informaci o počtu, respektive podílu sledovaných událostí, ale také umožňují zjistit, kdy ke sledované události došlo. Lze tedy sledovat vývoj úmrtí v čase.

Protože definovaná událost nemusí nutně nastat v průběhu sledování, je nutné zavést pojem cenzorované pozorování. Cenzorovaná událost indikuje situaci, kdy sledování bylo ukončeno dříve, než u subjektu stačilo dojít k definované události, v našem případě k smrti pacienta. [27]

Pojem kompetitivní událost definuje situaci, ve které nastane jev vylučující výskyt sledované události. Například že sledovaný pacient zemře při autonehodě. [27]

Cenzorování lze vnímat jako ztrátu určité informace. Procentuální vyjádření cenzorovaných subjektů slouží jako měřítko kvality sledování. Vysoké procento cenzorovaných časů přežití značí nedostatečnou délku sledování. Tyto časy z informačního hlediska nejsou rovnocenné s necenzorovanými daty, a proto je nutné navýšit počet sledovaných subjektů tak, aby byl zajištěn dostatečný počet kompletních časů přežití.

Po ukončení studie je vytvořen vstupní soubor dat připravený k následnému statistickému zpracování.

Kaplan-Meierova analýza slouží k provedení odhadu křivky přežití. Byla navržena pro odhad pravděpodobnosti výskytu pozorované události, u které se předpokládá, že se vyskytne při dostatečně dlouhé době sledování u všech pozorování. Pro každý časový interval (dle Kaplan-Meierovy metody s každým úmrtím končí jeden časový interval a začíná časový interval nový) se počítá pravděpodobnost přežití tím způsobem, že počet přežívajících pacientů je vydělený počtem pacientů v riziku. Osa x Kaplan-Meierovy křivky představuje časovou osu a na osu y je vynesena odhad pravděpodobnosti přežití. [27]

K porovnání křivek přežití se používá log-rank test. Nulová hypotéza tohoto testu tvrdí, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi křivkami přežití sledovaných skupin. Alternativní hypotéza nulovou hypotézu neguje. [27]

3.10 Diskuse

V této kapitole budou probrány důležité body týkající se vývoje Dechmetru a vyhodnoceny výsledky realizovaných testů.

3.10.1 Hardwarová část přístroje

Přístroj se stále nachází ve fázi vývoje a před jeho zařazením do klinické praxe je nutné provést řadu úprav a vylepšení. V následujícím textu se bude věnovat mimo jiné návrhům na zlepšení přístroje po hardwarové stránce.

Stávající řešení pouzdra měřicího potenciometru je nevyhovující. Pouzdro je třeba upravit tak, aby zde bylo možné uložit DPS s měřicí elektronikou. Současné uložení této DPS v ochranném pouzdře, které je umístěno mimo pouzdro potenciometru sice nijak neovlivňuje výslednou funkčnost přístroje, ale zařízení je v této podobě více náchylné k poškození při manipulaci. Největším rizikem je vytržení vodičů připájených k DPS. Pokud bude deska uložena v pouzdře měřicího potenciometru, riziko vytržení vodičů se výrazně sníží a bude snadné instalovat pojistku proti vytržení vodičů. Současné řešení rovněž nepůsobí dobrým dojmem z estetického hlediska.

Pouzdro potenciometru je tedy nutné upravit tak, aby zde mohla být uložena DPS (Rozměry DPS: délka 28 mm, šířka 18 mm, výška 1,5 mm, součástky zasahují 3 mm nad DPS. DPS je vhodné uložit

na konec pouzdra potenciometru pod kryt, který se k pouzdru připevňuje pomocí šroubků. Je žádoucí, aby pouzdro potenciometru nabývalo co možná nejmenších rozměrů.

Protože měřící potenciometr vykazuje ve svých krajních polohách 3 mm dlouhé oblasti, ve kterých je necitlivý, je nutné zamezit jezdci, aby se v těchto oblastech pohyboval. To je vyřešeno návrhem součástky, která slouží jako doraz pro jezdce potenciometru. Tato součástka je připevněna k jezdci potenciometru a její délka je nastavena tak, aby zastavila pohyb potenciometru po své dráze v místech, kde se potenciometr stává necitlivým. Součástka rovněž slouží k připevnění vnitřního bowdenu a přenáší jeho pohyb na jezdce potenciometru.

Za účelem testování byly vytvořeny 2 odlišné typy měřících pásů. Ty se lišily v délce použitého bowdenu.

Měřící pás osazený dlouhým (120 cm) bowdenem je navržen tak, aby bylo možné umístit pouzdro potenciometru, které obsahuje kovové části a měřící elektroniku, mimo ozařovací pole případně mimo oblast zájmu CT snímkování. Pomocí tohoto řešení lze předejít vzniku nežádoucích artefaktů při CT vyšetření a také ochránit elektroniku přístroje před poškozením vlivem působení ionizujícího záření. Nejcitlivějšími částmi elektroniky jsou polovodiče. Riziko poškození narůstá se snižující se vzdáleností a zvyšující se celkovou aplikovanou dávkou. Toto řešení svůj úkol plnilo dobře, ale vykazovalo jednu velice podstatnou nevýhodu. Díky délce bowdenu byla manipulace s měřícím pásem obtížná a nepraktická. Bowden je křehký a při manipulaci s pásem hrozí jeho zlomení. Nepraktické je rovněž přenášení měřícího pásu nebo i jeho skladování.

Po konzultaci této problematiky s pracovištěm Cyber Knife ve FNO byl měřící pás upraven a délka bowdenu byla zkrácena na minimum. Pouzdro potenciometru je tak na tomto prototypu umístěno přímo na měřícím pásu. Problémy s artefakty vznikajícími při CT vyšetření lze řešit volbou vhodného místa připevnění měřícího pásu. K odstranění artefaktů výraznou měrou také přispívají moderní metody zpracování CT obrazu. Při ozařování je nutné volit takové umístění pásu, aby jeho kovové části v co nejmenší míře zasahovaly do ozařovaného pole. Pokud z nějakého důvodu přece jen nelze měřící pás s krátkým bowdenem použít, lze proceduru provést s pásem opatřeným dlouhým bowdenem.

3.10.2 Softwarová část přístroje

Programová část přístroje vznikala ve spolupráci s pracovištěm Cyber Knife ve Fakultní nemocnici v Ostravě. Aplikace pro měření dechové aktivity je navržena tak, aby odpovídalo požadavkům klinické praxe. Uživatelské rozhraní je navrženo tak, aby bylo přehledné, snadno ovladatelné a pracovalo se v něm efektivně.

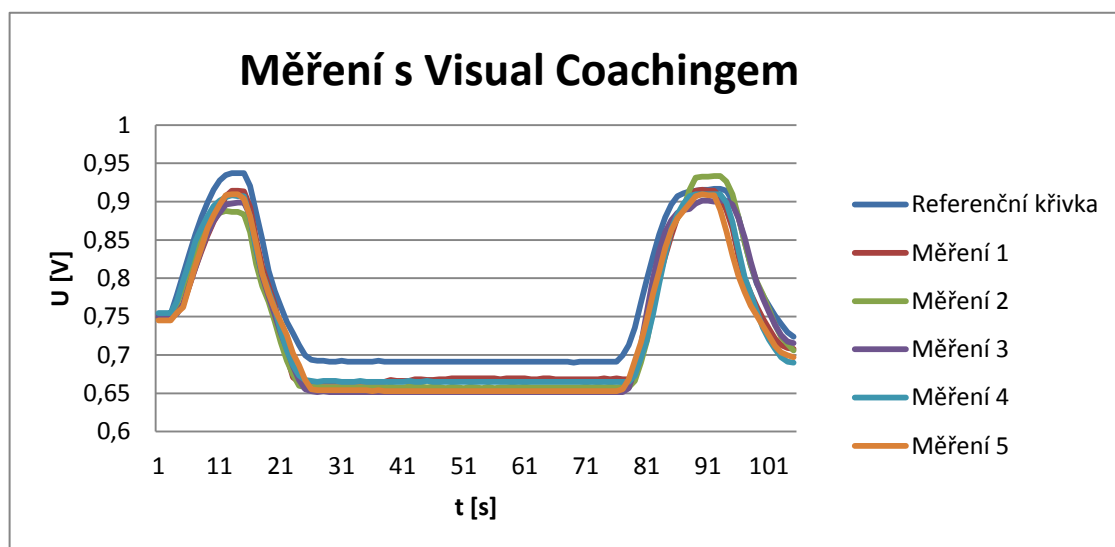
Aplikaci pro měření dechové aktivity je nutné nainstalovat na PC, na kterém je nainstalován operační systém Windows 7 společnosti Microsoft. S kompatibilitou přístroje s PC na pracovišti Cyber Knife ve FNO nebyl při testování žádný problém. Ovladače pro DAU jednotku jsou určeny tento operační systém a s novějšími verzemi operačního systému Windows DAU jednotka nekomunikuje požadovaným způsobem. Protože oficiální rozšířená podpora operačního systému Windows 7 končí 14. ledna 2020, bylo by do budoucna žádoucí zajistit komunikaci DAU jednotky s novějšími verzemi operačního systému Windows.

DAU jednotka pracuje na vzorkovací frekvenci 2000 Hz. Za jednu sekundu tedy zpracuje 2000 vzorků. Pro účely monitorování dechové křivky je tato vzorkovací frekvence zbytečně vysoká. Vezmeme-li do úvahy extrémní situaci, ve které by se člověk nadechl 60krát za minutu, dostáváme se na dechovou frekvenci 1 Hz. Dle Shannon-Kotělnikova teorému musí být použita vzorkovací frekvence vyšší nebo rovna dvojnásobku maximální frekvence obsažené ve vzorkovaném signálu. Vzorkovací frekvence DAU jednotky byla softwarově snížena na 5 Hz (z každých 400 po sobě jdoucích vzorků je vypočítán aritmetický průměr). Takto zvolená vzorkovací frekvence splňuje podmínku Shannon-Kotělnikova teorému. Snížení vzorkovací frekvence mělo zásadní vliv na zajištění plynulého běhu aplikace při probíhajícím měření. Byly provedeny testy, při kterých měření dechové křivky překračovalo dobu 10 minut a i po této době aplikace zvládá zobrazovat aktuální dechovou křivku v reálném čase.

3.10.3 Testování přístroje

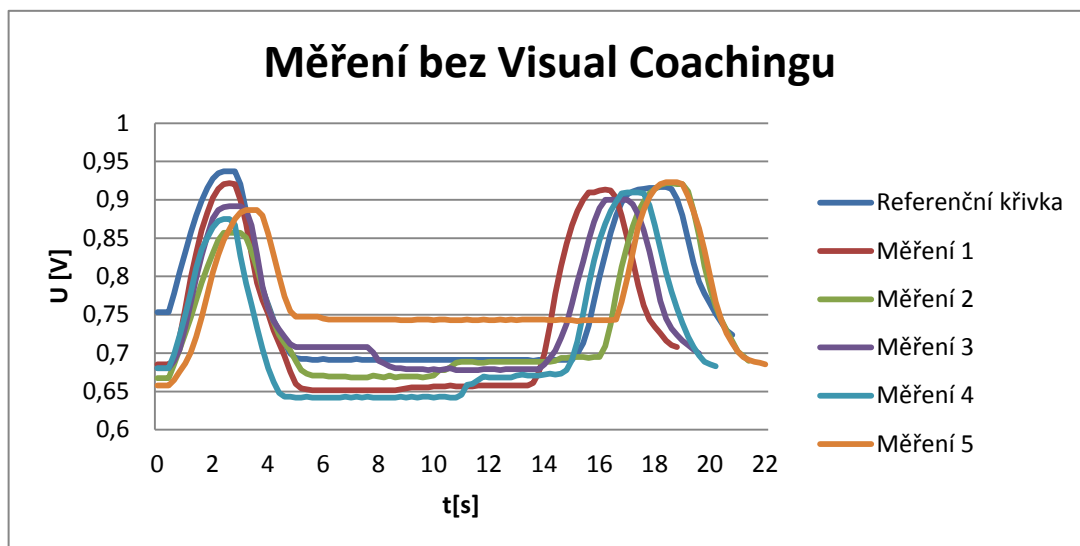
Provedený test opakovatelnosti měření měl za úkol prověřit metodiku upevnění pásu na pacienta a otestovat, do jaké míry se podaří opětovně nastavit výchozí pozici pro začátek měření a následně zopakovat dechovou aktivitu figuranta v závislosti na Referenční křivce. Po každém měření byl měřicí pás z těla figuranta sejmут a znovu nasazen a kalibrován dle popisované metodiky. Takto bylo provedeno celkem 5 měření a bylo vypočítáno 5 M.S.E. mezi Referenční křivkou a testovacími křivkami. Při pohledu na graf číslo 48 lze pozorovat, že se v rámci testu opakovatelnosti měření podařilo ve všech 5 měřeních nastavit srovnatelnou výchozí pozici pro zahájení měření. Hodnota prvního vzorku Referenční křivky činila 0,754 V. Průměrná hodnota prvních vzorků z 5 testovacích měření byla 0,749 V. Rozdíl mezi těmito hodnotami je pouhých 0,005 V. To jen minimální rozdíl a tato hodnota naznačuje, s jakou přesností se podařilo výchozí bod startu měření zopakovat.

Lze také pozorovat, že křivky mají velice podobný průběh, což potvrzuje i vypočítaný aritmetický průměr M.S.E. ze všech 5 měření, který je roven 0,0012 V². Z těchto výsledků lze usuzovat, že popisovaná metodika měření je aplikovatelná v reálných podmínkách a lze s její pomocí opakovaně nastavit měřicí pás do totožné výchozí pozice pro start měření.



Obrázek 48 Test opakovatelnosti měření (měření s Visual Coachingem)

Pro možnost porovnání byl proveden stejný test na stejném figurantovi, s tím rozdílem, že tentokrát nebyla použita metoda Visual Coachingu. To znamená, že pacient neměl možnost dýchat dle reference. Obrázek číslo 49 zobrazuje křivky z těchto měření. Hodnota prvního vzorku referenční křivky činila 0,754 V. Průměrná hodnota prvních vzorků z 5 testovacích měření byla 0,674 V. Rozdíl mezi těmito hodnotami je 0,080 V. V porovnání s měřeními s Visual Coachingem je to vyšší hodnota. Při pohledu na graf na obrázku číslo 49 je patrné, že se figurantovi nedařilo korelovat svou dechovou aktivitu s referenční křivkou do takové míry, jako když mu byl nápomocen Visual Coaching. Toto tvrzení podporuje i aritmetický průměr M.S.E. z těchto 5 měření, který je roven 0,0040 V².



Obrázek 49 Test opakovatelnosti měření (měření bez Visual Coachingu)

3.10.4 Testování Visual Coachingu

Monitorování dechové křivky a metoda Visual Coachingu přináší během radioterapie výhody, mezi které bezesporu patří, že aplikace záření neprobíhá tak říkajíc naslepo. Ošetřující personál díky přístroji dostává informaci o dechové aktivitě pacienta a tedy i pohybu nádorového ložiska v rámci dechového cyklu. Pacient naopak pomocí Visual Coachingu může lépe plnit zadané úkoly týkající se jeho dechové činnosti. Díky provedenému testování ve FNO se podařilo zjistit, že s pomocí Visual Coachingu se pacientům daří lépe zopakovat svou dechovou aktivitu dle referenční křivky (dosahují statisticky významně nižších M.S.E.), v porovnání s metodou, při které se pacient řídí pouze slovními pokyny personálu. Lze tedy předpokládat, že pomocí Visual Coachingu lze přesněji monitorovat a řídit dechovou činnost pacienta, což může znamenat zpřesnění lokalizace nádorového ložiska v rámci dechového cyklu (hlavně v jeho krajních polohách).

Je zde vhodné také zmínit, že během testování měl Dechmetr u pacientů pozitivní ohlas. Pacienti uváděli, že je pro ně obtížné odhadnout, jak intenzivní nádech (nebo výdech) by měli provést. V okamžiku kdy pacienti vědí, že po klidovém nádechu budou muset zadržet dech na 10 s, může nastat situace, že se podvědomě nadechnou, více než je žádoucí. Tomuto nežádoucímu jevu se díky Visual Coachingu může zamezit. Dalším výhodou této metody je, že působí motivačně na pacienta, který může mít problém s 10 s nedýchat. Pro pacienta s poškozenou plicní tkání může být problém vydržet 10 s se zadrženým dechem ve výdechu. Pokud ale na obrazovce vidí vzorovou

křivku a zbývající čas do nádechu, může ho to motivovat k delší výdrž. Tuto myšlenku potvrzuje i fakt, že v rámci testovacích měření se 3 pacienti takto zlepšili, naopak zhoršení nebylo pozorováno žádné.

3.10.5 Dechmetr vs. Real-Time Position Management společnosti Varian Medical Systems, Inc.

Přístroj RPM společnosti Varian Medical Systems, Inc. asistuje při léčbě nádorů plic, jater, slinivky břišní a prsů. K monitoraci dechové aktivity je založeno na jiném principu, než jakým získává data z měření Dechmetr, ale i přesto se podařilo provést srovnávací měření a naměřená data porovnat. Mezi oběma naměřenými křivkami byla zjištěna 92% lineární závislost. Toto číslo je dobrou vizitkou pro Dechmetr a lze tvrdit, že přístroj je schopný měřit validní data.

Během samotného měření bylo možné pozorovat mírné zpoždění vykreslování dechové křivky Dechmetru oproti křivce z RPM. Toto zpoždění bylo zpozorováno díky možnosti sledovat vykreslování obou křivek současně. Při běžném měření pomocí Dechmetru si pouhým okem lze tohoto zpoždění jen těžko všimnout a na výslednou funkčnost přístroje nemá vliv.

3.10.6 Dechmetr a jeho vliv na léčbu

Provedené testy prokázaly, že pomocí vypracované metodiky měření lze opakovaně nastavit stejný výchozí bod pro začátek měření dechové křivky. Také bylo zjištěno, že Dechmetr je schopen měřit validní data a díky Visual Coachingu je pacient schopen řídit svou dechovou aktivitu dle referenční křivky. To vše jsou předpoklady pro to, aby byl Dechmetr při léčbě nádorových onemocnění plic přínosem. Studie, která by tuto myšlenku podpořila nebo naopak vyvrátila, výrazně přesahuje obsahovou stránku této diplomové práce. Proto bude v následujícím textu pouze teoreticky rozebráno, jaký přínos by mohl Dechmetr do léčby nádorových onemocnění plic přinést.

Dechmetr v kombinaci s metodou Visual Coaching by měl pomoci zpřesnit fixaci polohy cíleného nádorového ložiska v požadované a plánované lokalitě. Tato přesná fixace nádorového objemu v požadované poloze je předpokladem pro přesné cílení radioterapie do tohoto místa. Vlivem zpřesnění ozařování by bylo možné používat malých bezpečnostních lemů okolo nádorového ložiska, což by při použití vysoce konformních technik radioterapie s velkým dávkovým spádem mohlo zaručit minimální poškození okolních zdravých tkání, což by se mělo projevit při hodnocení akutní i pozdní toxicity plic a dalších rizikových orgánů.

Hodnocení odpovědi nádoru na léčbu by pak ve studii posloužilo jako objektivní posouzení a porovnání léčebných výsledků, které by bylo možné dát do souvislosti s vypracovanou analýzou přežití pacientů.

Dechmetr by také mohl najít své uplatnění v případě léčby zhoubného nádoru v oblasti prsu. Zde by tato metoda mohla pomoci snížit negativní vliv záření na srdce. Radioterapie prsu se plánuje pomocí CT vyšetření, na kterém lze dobře identifikovat umístění srdce. Díky tomu lze záření směřovat tak, aby srdeční sval co nejvíce mýjelo. V případech, kdy je srdce lokalizováno v blízkosti prsu a část záření by jím procházela, lze přistoupit k ozařování prsu v nádechu. Díky nádechu dochází k rozpínání hrudního koše a vlivem tohoto pohybu se prs oddálí od srdečního svalu. Srdce se tak dostane do bezpečné vzdálenosti. Ozařování tedy probíhá pouze v nádechu. [29]

Dechmetr by v tomto případě mohl zajistit monitorování dechové křivky a kontrolovat pacientku, zda zvládá dýchat dle pokynů. Dalším krokem by poté mohlo být využití Visual Coachingu. Představa je taková, že během plánovacího CT vyšetření bude naměřena dechová křivka obsahující informaci o potřebné hloubce nádechu, ve kterém se bude srdce nacházet v bezpečné vzdálenosti od místa plánovaného ozařování. Během procesu ozařování pak bude mít pacientka za úkol přizpůsobit svou dechovou aktivitu načtené referenční křivce. Dechmetr by tak mohl pacientce i personálu poskytnout jistotu, že ozařování probíhá dle plánu a s minimálním rizikem pro srdce pacientky.

4 Závěr

Cílem diplomové práce bylo navrhnout a realizovat měřicí řetězec pro telemetrický záznam dechové činnosti pacienta v reálném čase. Dále na tomto zařízení provést reálná měření a data z těchto měření vyhodnotit. Zařízení dostalo pracovní název Dechmetr.

Teoretická část diplomové práce pojednává obecně o problematice radioterapie. Slouží k popisu současných metod používaných v radioterapii. Jsou také vyjmenovány účinky záření na zdravé tkáně a jakým způsobem radioterapie probíhá. Teoretická část práce se rovněž zabývá problematikou měření dechové aktivity pacienta. V této části je zmíněno, jakým způsobem je možné měřit dechovou aktivitu, na jakém principu fungují přístroje sloužící k tomuto účelu a také je zde rozebrána fyziologie dýchání.

Praktická část diplomové práce popisuje vývoj a výrobu zmiňovaného přístroje, zabývá se jeho testováním a analýzou naměřených dat.

Celkový vývoj Dechmetru lze shrnout do těchto bodů: Návrh elektrického zapojení přístroje, návrh desky plošných spojů, výroba desky plošných spojů, testování zapojení, návrh, výroba a testování měřicího hardwaru, návrh, realizace a testování softwarové části přístroje, vytvoření a testování metodiky měření, sestavení prototypů, realizace měření a testování ve FNO, aplikace vylepšení pramenící z testování přístroje ve FNO, analýza naměřených dat, teoretické vyhodnocení přínosu přístroje z hlediska výsledků léčby a stanovení závěrů.

V době psaní tohoto textu jsou vyrobeny celkem 2 fungující a otestované prototypy. U těchto přístrojů byly provedeny potřebné návrhy na zlepšení, týkající se zejména úpravy pouzdra měřicího potenciometru.

Softwarová část přístroje vznikala ve spolupráci s pracovištěm Cyber Knife Fakultní nemocnice v Ostravě a její funkce a uživatelské rozhraní byly přizpůsobeny požadavkům tohoto pracoviště. Program zvládá zobrazovat data měřená v reálném čase, tato data ukládat a také zpětně zobrazovat.

Po provedení srovnávacího měření mezi Dechmetrem s přístrojem běžně užívaným v klinické praxi lze tvrdit, že Dechmetr je schopen měřit validní data.

Dechmetr má nejvyšší potenciál použití při metodě zvané Visual Coaching. Testy ukázaly, že pomocí této metody jsou pacienti schopni řídit svou dechovou aktivitu dle zobrazené referenční křivky. Přesné řízení dechové činnosti a tedy pohybů ovlivňujících pozici nádorového ložiska je nutným předpokladem pro přesné cílení radioterapie. V praxi se používá fixace pozice nádorového ložiska v krajních fázích dechového cyklu pomocí zadržení dechové aktivity. Dechmetr by tedy mohl pomoci snížit negativní vliv radioterapie na okolní zdravé tkáně tím způsobem, že by napomohl přesně fixovat nádorové ložisko v požadované lokalitě. To může vést ke zpřesnění cílení radioterapie a v konečném důsledku ke snížení nežádoucích účinků radioterapie. Tyto předpoklady je však nutné potvrdit nebo vyvrátit v rámci dlouhodobé studie, která by hodnotila přínos Dechmetru pro léčbu nádorových onemocnění plic nebo i prsů.

Seznam použité literatury

- [1]. ŠLAMPA, Pavel, Jiří PETERA. *Radioční onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2007, xviii s., 457 s. ISBN 978-80-7262-469-0.
- [2]. ŠLAMPA, Pavel, Ludmila HYNKOVÁ a Hana DOLEŽALOVÁ. Radioterapie: učební texty pro studenty 5. roč. LF MU Brno. In: *MOÚ: MASARYKŮV ONKOLOGICKÝ ÚSTAV* [online]. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2012 [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: <https://www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5../f16>
- [3]. ŠVEC, Jiří. *Radioaktivita a ionizující záření: doplňující učební text pro předměty Bakalářská fyzika, Aplikovaná fyzika, Ochrana před zářením*. Ostrava: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2005. ISBN 8086634620
- [4]. PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 2*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3108-4.
- [5]. PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [6]. KRÍŽOVÁ, Alena. *Využití 4D - CT při plánování radioterapie*. Pardubice, 2015. Bakalářská práce. UNIVERZITA PARDUBICE. Vedoucí práce Milan Vošmik.
- [7]. Real-time Position Management System: COMPREHENSIVE SYSTEM FOR TOTAL MOTION MANAGEMENT. In: *VARIAN medical systems* [online]. Varian Medical Systems, 2007 [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/RPMSysProductBrief_RAD5614B_August2007.pdf
- [8]. Časopis SCAN [online]. 2009 [cit. 2015-01-18]. ISSN 1211-295X. Dostupné z: http://fnhk.cz/data/casopis/2009_2.pdf
- [9]. *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně* [online]. Praha: ČOS ČLS JEP, 2017 [cit. 2017-01-15]. Dostupné z: http://www.linkos.cz/files/pro_odborniky/info-praxe/aktualne/obr-1-.jpg

- [10]. *JLGH: The Journal of Lancaster General Hospital* [online]. Lancaster: Lancaster General Hospital, 2017 [cit. 2017-01-15]. Dostupné z: <http://www.jlgh.org/getmedia/cd76fb58-fc4c-40b0-83dc-6594ad95e7c5/EshelmanFigure3.aspx?width=300&height=272>
- [11]. CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-85867-63-X.
- [12]. KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 201 s. ISBN 978-80-244-4031-6.
- [13]. GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. Vyd. 20. Praha: Galén, 2005. 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
- [14]. NĚMEC, Miloš. *Měření dechové frekvence*. In: *Milosnemec.cz* [online]. Pardubice, 2005 [cit. 2017-01-15]. Dostupné z: <http://www.milosnemec.cz/dech.pdf>
- [15]. PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7
- [16]. KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno: VUT, 2006. 92 s.
- [17]. *Clinicalgate.com: iknowledge - your knowledge base system* [online]. 2015 [cit. 2017-01-15]. Dostupné z: http://clinicalgate.com/wp-content/uploads/2015/02/B9781437727647000324_f032-007-9781437727647.jpg
- [18]. PRIATELOVÁ, Iveta, Natália JANÍČKOVÁ a Marek MARINČÁK. Stereotaktická radioterapia karcinómu pľúc. In: *SOLEN: MEDICAL EDUCATION* [online]. Bratislava: zoom.sk, 2013 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <http://www.solen.sk/pdf/3c095023bd7bca536edad864994d8525.pdf>
- [19]. HŮLKOVÁ Veronika., Veronika OSSOWSKÁ a Jana BADUROVÁ. Extrakraniální stereotaktická radioterapie s řízeným dýcháním. In: *Florence: Odborný časopis pro nelékařské*

- zdravotnické pracovníky* [online]. Praha: Ambitmedia, 2017 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <http://www.florence.cz/casopis/archiv-florence/2017/4/extrakranialni-stereotakticka-radioterapie-s-rizenym-dychanim/>
- [20]. CERVIÑO, Laura, Catheryn YASHAR, Sonia GUPTA, Mary A ROSE a Steve B. JIANG. Using surface imaging and visual coaching to improve the reproducibility and stability of deep-inspiration breath hold for left-breast-cancer radiotherapy. In: *IOPscience* [online]. IOP Publishing, 2009 [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/54/22/007/meta>
- [21]. Zapojení s operačním zesilovačem. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2017 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Zapojen%C3%AD_s_oper%C4%8Dn%C3%ADm_zesilova%C4%8Dem
- [22]. LITSCHMANNOVÁ, Martina, *Úvod do analýzy časových řad* [online]. In: . Ostrava: VŠB – TU OSTRAVA, FEI, KATEDRA APLIKOVANÉ MATEMATIKY, 2010 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: http://home1.vsb.cz/~lit40/SMAD/Casove_rady.pdf
- [23]. DEMLOVÁ, R. HODNOCENÍ ODPOVĚDI NÁDOU NA LÉČBU - RECIST. In: *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně* [online]. Brno, 2005n. 1. [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/22/396.pdf>
- [24]. KOMÍNEK, Libor. Systém hodnocení toxicity radioterapie Kliniky radiační onkologie. In: *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně* [online]. Brno, 2010 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/abstrakta/cislo/3689/>

- [25]. Radiation Oncology/Toxicity grading/RTOG. In: *Wikibooks: Open books for an open world* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: https://en.wikibooks.org/wiki/Radiation_Oncology/Toxicity_grading/RTOG
- [26]. KOMÍNEK, Libor. Systém hodnocení toxicity radioterapie Kliniky radiační onkologie. In: *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně* [online]. Brno, 2010 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: http://www.linkos.cz/files/abstrakta/2010BOD_071_001.jpg
- [27]. LANGOVÁ, K. Je Kaplan-Meierova statistika nejvhodnější metodou k hodnocení přežívání výsledku v ortopedii? In: *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSL.* [online]. Olomouc: ČESKÁ SPOLEČNOST PRO ORTOPEDII A TRAUMATOLOGII, 2010 [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=351>
- [28]. Přehled informací o životním cyklu Windows. In: *Microsoft* [online]. 2017 [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <https://support.microsoft.com/cs-cz/help/13853/windows-lifecycle-fact-sheet>
- [29]. ŠLAMPA, Pavel. Nové techniky radioterapie. In: *Masarykův onkologický ústav* [online]. Brno, 2017 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <https://www.mou.cz/nove-techniky-radioterapie/t4762>

Seznam příloh

A. Seznam tištěných příloh

- A.1. Seznam součástí (tabulka)
- A.2. Uživatelské rozhraní programu (obrázek)
- A.3. Kódové řešení programu (obrázek)

B. Seznam elektronických příloh na CD

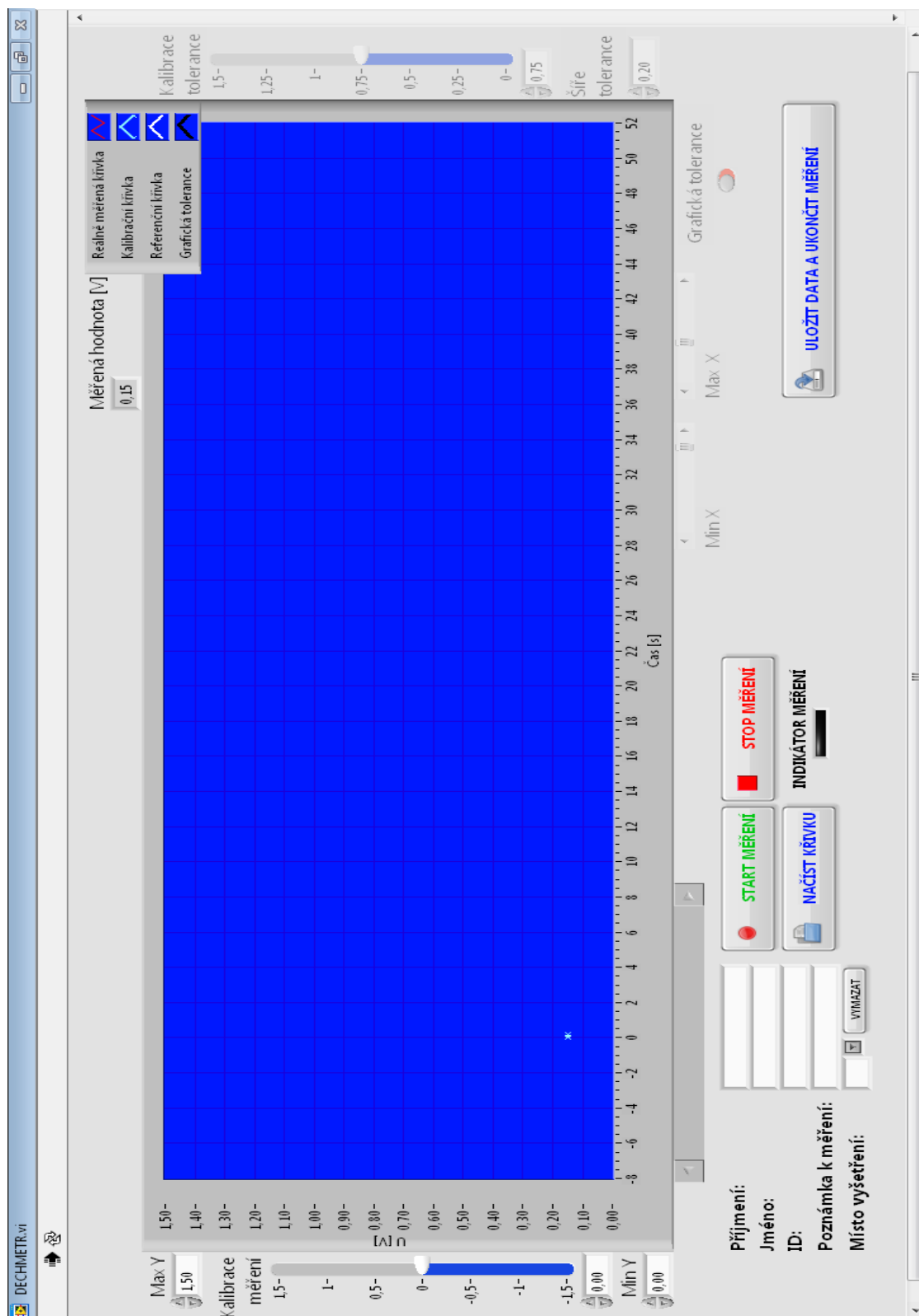
- B.1. DECHMETR.exe (aplikace)
- B.2. dechmetrmain.lvproj (projekt Labview)
- B.3. DECHMETR.vi (hlavní soubor projektu)
- B.4. downsample ptp.vi (SubVI)
- B.5. prednacistani vzorove krivky.vi (SubVI)

Tištěné přílohy

A.1. Seznam součástek

Součástka	Hodnota	Poznámka
C1	10n	Kondenzátor keramický, SMD 1206, 10n/50V
C2	10n	Kondenzátor keramický, SMD 1206, 10n/50V
C3	100n	Kondenzátor keramický, SMD 1206, 100n/50V
R1	330	Rezistor SMD 1206 330R Ohm, ztrátový výkon $P_z = 0,25$ W
R2	4k7	Rezistor SMD 1206 4K7 Ohm, ztrátový výkon $P_z = 0,25$ W
R3	4k7	Rezistor SMD 1206 4K7 Ohm, ztrátový výkon $P_z = 0,25$ W
R4	12k	Rezistor SMD 1206 12K Ohm, ztrátový výkon $P_z = 0,25$ W
R5	1k	Rezistor SMD 1206 1K Ohm, ztrátový výkon $P_z = 0,25$ W
R7	2k	Cermetový rezistorový trimr, SMD, 2K Ohm, Lineární, ztrátový výkon $P = 0,25$ W
TL064		4x JFET OZ - nízkopříkonový, SO14, počet obvodů: 4
Dz	3V	Zenerova dioda 3V/0,5W
R6	1k	Rezistor metalizovaný 1K Ohm, pouzdro 0207, ztrátový výkon $P_z = 0,6$ W
Kabel	5m	Vícežilový kabel o průměru 3,3mm; žil: 4; lanka; PVC; vnitřní 4 barevná lanka. 4x0,19 mm
Konektor		Konektor CANON na kabel, vidlice přímá, 15 pinů
Kryt konektoru		Kryt pro konektor CANON 15 (dvouřadý)
P1	10k	Potenciometr tahový, lineární, 10K Ohm

A.2. Uživatelské rozhraní programu



A.3. Kódové řešení programu

